

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-335271

(43) 公開日 平成8年(1996)12月17日

(51) Int. Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 7/60		9061-5H	G 0 6 F 15/70	3 6 5
A 6 1 B 6/00		7638-2J	A 6 1 B 6/00	3 5 0 D
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	A

審査請求 未請求 請求項の数38 O L (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願平8-96852

(22) 出願日 平成8年(1996)4月18日

(31) 優先権主張番号 4 2 8 8 6 7

(32) 優先日 1995年4月25日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 591188376

アーチ・デベロップメント・コーポレーション

アメリカ合衆国、イリノイ州 60637、シ
カゴ、イー・ヒフティ エイツス ストリ
ート 1101

(72) 発明者 土井 邦雄

アメリカ合衆国、イリノイ州 60521、ウ
イローブルック、レーン・コート 6415

(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外3名)

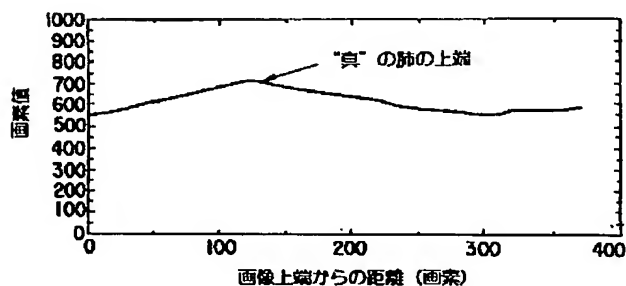
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断支援装置の画像処理方法

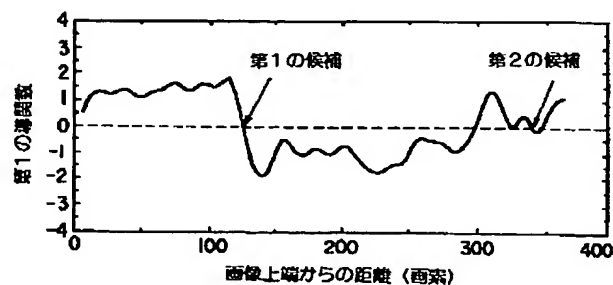
(57) 【要約】

【課題】 デジタル化された胸部X線画像において胸部の正確な境界の自動検出のための新規で改良された方法の提供を目的とする。

【解決手段】 胸部X線画像から得られた画像で疾患の検出と特徴付けを行うためのコンピュータ化された方法であって、肺上端のエッジ、右及び左の胸郭エッジ、右及び左半横隔膜のエッジを含む胸郭の境界を決定すべく胸部X線画像における画像を処理する。関心領域の画素値のRMS変化を含む組織尺度は相対露出に変換され、画像の生成に使用されたシステムに存在するシステムノイズ成分を補正する。組織指標と幾何学的パターン指標が生成される。また、その指標のヒストグラムが生成され、画像が正常か異常かを分類する学習済みの人工ニューラルネットワークに入力され適用される。



(a)



(b)

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】画像の垂直プロファイルを求めるステップと、
前記垂直プロファイルに基づいて、肺上端の候補点を求めるステップと、
前記候補点の水平プロファイルを求めるステップと、
前記水平プロファイル内のばらつきの度合を表す係数を求めるステップと、
前記係数に基づいて、前記候補点を肺上端として決定するか否かを判断するステップと、
を備えたことを特徴とする画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項2】(a) 画像の上側中央の領域において垂直プロファイルおよびその第1の導関数を得るステップと、

(b) 第1の導関数における負の傾きのゼロ交差に基づいて肺上端の候補を特定するステップと、

(c) 画像の上端に最も近い第1の特定候補の水平プロファイルの標準偏差が所定の閾値よりも小さい場合に、当該候補を前記肺上端として選択するステップと、

(d) 前記標準偏差が前記所定の閾値よりも大きい場合に、前記特定された候補以外の他の候補を評価するステップと、

(e) 前記他の候補の標準偏差が所定の閾値より小であるか否かを評価し、もし小の場合は、前記他の候補と前記特定された候補のうちから、前記肺上端として大きい画素値を有する候補を選択し、もし小でない場合は、第2の候補の位置での水平プロファイルと所定のプロファイルとの間の相互相関を評価し、該相互相関値が所定の相互相関閾値より小であるときに前記肺上端として前の候補を選択するステップと、

(f) 前記相互相関値が前記所定の相互相関閾値よりも大の場合はさらに他の候補を選択し、前記ステップ

(e) を繰り返すステップとから構成され、

肺上端を決定する画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項3】(a) 右及び左の肺角度線を決定するステップと、

(b) 右及び左の探索範囲と、肺上端エッジの探索開始のための右及び左肺上端探索開始点とを確立するステップと、

(c) 探索ROIを前記探索開始点に各々配置するステップと、

(d) 前記各々の探索ROIにおいて垂直プロファイルおよび第2の導関数を決定するステップと、

(e) 前記ステップ(d)により決定された第2の導関数において第1、第2の最小値の絶対値の位置を決定するステップと、

(f) 第1の最小ピークの位置の絶対値の第2の最小ピークの位置の絶対値に対する比が、予め決められた閾値よりも大きいときに、各ROIで、第1の最小ピーク位

2

置を肺上端のエッジとして選択し、そうでなければ、前記比が予め決められた閾値よりも小さいときに、各ROIにおいて前記第2の最小ピーク位置を肺上端のエッジとして選択するステップと、

(g) 右及び左の探索ROIを、探索範囲内において所定量だけ横方向にずらして再配置するステップと、

(h) 右及び左の探索範囲全体で、肺上端のエッジを検出するために、前記ステップ(d)～ステップ(g)を繰り返すステップとから構成され、

10 右及び左肺の上端エッジを検出する請求項2に記載の方法。

【請求項4】前記ステップ(a)は、2つの垂直位置から求められた2つの水平プロファイルにおける右及び左肺の最小画素値の位置に基づいて前記右及び左肺角度線を決定し、

前記ステップ(b)は、右及び左肺角度線と肺上端との交点に基づいて前記右及び左肺上端の探索開始点を確立し、

20 前記ステップ(g)は、前記ステップ(f)により検出された肺上端のエッジの垂直方向の中央に前記右及び左の探索ROIを再配置する請求項3に記載の方法。

【請求項5】(a) 所定の垂直位置における水平プロファイルおよびその第2の導関数を決定するステップと、

(b) 上端および下端の探索範囲と、右及び左の胸郭のエッジの探索開始のための右及び左胸郭エッジ探索開始点とを確立するステップと、

(c) 前記胸郭エッジ探索開始点に胸郭エッジ探索ROIを各々配置するステップと、

30 (d) 前記各々の胸郭エッジ探索ROIにおいて水平プロファイルおよびその第2の導関数を決定するステップと、

(e) 前記ステップ(d)により決定された第2の導関数において第1、第2の最小値の位置の絶対値を決定するステップと、

(f) 第2の最小ピーク位置の絶対値に対する第1の最小ピーク位置の絶対値の比が、所定の閾値よりも大きい場合は、各ROIにおいて第1の最小ピーク位置を胸郭エッジとして選択し、そうでなければ、前記比が所定の

40 閾値よりも小さい場合は、各ROIにおいて前記第2の最小ピーク位置を胸郭エッジとして選択するステップと、

(g) 前記右及び左の探索ROIを、探索範囲内において所定量だけ縦方向にずらして再配置するステップと、

(h) 上端及び下端の探索範囲全体で、胸郭エッジを検出するために前記ステップ(d)～ステップ(g)を繰り返すステップとから構成され、

右及び左胸郭エッジを検出する請求項3に記載の方法。

【請求項6】前記ステップ(b)は、右及び左の肺角度線の各々の外側に位置する第2の導関数の最小ピーク位置に基づいて右及び左の胸郭エッジの探索開始点を決定

し、

前記ステップ(g)は、前記ステップ(f)により検出された胸郭のエッジの中央に前記右及び左の探索ROIを再配置する請求項5に記載の方法。

【請求項7】滑らかな肺上端エッジを生成するために、検出された肺上端エッジおよび選択された上側胸郭エッジに多項式関数を適用するステップと、

滑らかな右及び左の胸郭エッジを生成するために、検出され選択された右側胸郭エッジおよび検出され選択された左側の胸郭エッジに多項式関数を適用するステップと、

滑らかな肺上端エッジ、滑らかな右及び左の胸郭エッジおよびこれらの滑らかな接続によって定義された胸郭境界を生成するために、滑らかな肺上端のエッジと滑らかな右及び左の胸郭エッジとの間の滑らかな接続を達成すべく肺上端エッジと右及び左胸郭エッジとの重複エッジに加重平均を適用するステップとから構成される請求項5に記載の方法。

【請求項8】右肺の中央を通過する垂直プロファイルおよびその第1の導関数を得て、垂直プロファイルの下側半分において得られた第1の導関数の最小ピーク位置を肺下端として特定するステップから構成される請求項7に記載の方法。

【請求項9】(a)右半横隔膜エッジ探索のために、右の内側および外側の探索限界を決定するステップと、

(b)肺下端の垂直レベルと、肺下端と右肺角度線との交点に関連して決定された水平位置とに、初期探索ROIを位置付けるステップと、

(c)探索ROIにおける垂直プロファイルおよびその第1の導関数を決定するステップと、

(d)前記ステップ(c)により決定された第1の導関数における最小値の位置をROIにおける右半横隔膜エッジとして決定するステップと、

(e)初期探索ROIの一方の側および初期探索ROIの他の側の水平方向に、探索ROIを所定量だけシフトし、右の内側および外側の探索限界の間で、右半横隔膜エッジの完全な組が検出されるまで前記ステップ(c)～ステップ(e)を繰り返すステップと、

(f)滑らかで完全な右半横隔膜エッジを得るために、右半横隔膜エッジの完全な組に多項式関数をフィッティングするステップとから構成され、

右半横隔膜エッジを検出する請求項8に記載の方法。

【請求項10】(a)左半横隔膜エッジ探索のために、左の内側および外側の探索限界を決定するステップと、

(b)前記画像上の選択された位置に、左半横隔膜エッジ初期探索ROIを位置付けるステップと、

(c)探索ROIにおける垂直プロファイルおよびその第1の導関数を決定するステップと、

(d)前記ステップ(c)により決定された第1の導関数において第1、第2の最小値を検出し、第1の最小値

に対する第2の最小値の比を決定するステップと、

(e)探索ROI中において左半横隔膜エッジとなる第1の最小値の位置を決定し、前記ステップで決定された第1の最小値に対する第2の最小値の比が所定量よりも小さい場合に探索開始点を決定し、シフトROIにより探索開始点の一方の側および他方の側の水平方向に探索ROIを所定量だけ反復シフトし、左の内側および外側の水平探索限界の間で、完全な左半横隔膜エッジが検出されるまで、各シフトROIにより得られる垂直プロファイルの第1の導関数の第1の最小値の位置となる半横隔膜エッジを決定するステップと、

(f)前記ステップ(e)で、第1の最小値に対する第2の最小値の比が前記所定量よりも大きいとき、前記ステップ(e)で決定された第1の導関数の第1、第2の最小値の絶対値が所定の絶対値の量よりも小さいかどうかを決定し、もしそうであるならば、右及び左の半横隔膜のエッジの初期探索ROIのヒストグラムを決定し、決定されたヒストグラムの第1のピークの画素値を比較し、もし右の横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値が左横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値よりも所定値だけ大きければ、探索ROIを垂直方向に下側にシフトし、もし右の横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値が左横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値よりも所定値だけ小さければ、探索ROIを垂直方向に上側にシフトし、前記ステップ(e)を繰り返すステップと、

(g)前記ステップ(e)で、第1の最小に対する第2の最小値の比が前記所定量より大きく、前記ステップ

(f)で、第1および第2の最小値の絶対値が前記所定の絶対値の量よりも大きいとき、左の横隔膜のエッジの候補を決定するために探索開始点の候補となりうる第1および第2の最小の位置を決定し、探索開始点の候補に開始ROIを配置し、探索開始点の候補に配置された開始ROIの垂直プロファイルと垂直プロファイルのそれぞれの第1の導関数を決定し第1の導関数の最小の位置での探索ROIの候補でそれぞれの左半横隔膜エッジの候補を特定し、開始ROIを所定量だけ探索開始点の候補の両側にシフトし、シフトされたROIのそれぞれに対して、左半横隔膜のエッジの完全な組の第1と第2の候補が検出されるまで、シフトされたROIで得られた垂直プロファイルの第1の導関数の最小に基づいて、左半横隔膜のエッジを決定するステップと、

(h)前記ステップ(g)で決定された左半横隔膜エッジの完全な組の第1、第2の候補の傾きおよび標準偏差を決定し、前記完全な組の両方が、所定の傾きよりも大きいあるいは小さい傾きを持っているとき、小さい方の傾きを持っている完全な組を左半横隔膜エッジと決定し、前記完全な組の両方が、所定の傾きよりも小さい傾きを持っていないとき、左半横隔膜エッジを、小さい標準偏差を持っている左半横隔膜エッジの完全な

10

20

30

40

50

組の第1、第2の候補と決定するステップと、

(i) 滑らかで完全な左半横隔膜エッジを得るために、決定された左半横隔膜エッジに多項式関数をフッティングするステップとから構成され、左半横隔膜エッジを検出する請求項9に記載の方法。

【請求項11】前記ステップ(b)は、肺下端と右及び左の肺角度線を所定量だけ画像の中心線にシフトさせた線との交点に初期探索ROIを位置付けし、前記ステップ(e)およびステップ(g)は、前のROIにおいて検出されたエッジの垂直位置に対し垂直方向の中央に来るように探索ROIをシフトする請求項9又は請求項10に記載の方法。

【請求項12】胸郭の境界内の領域から得られたデータ値を相対露出に補正するステップから構成される請求項10に記載の方法。

【請求項13】前記ステップは、ROIの画素値RMSを $RMSp$ とし、使用フィルムの勾配を G とし、レーザースキャナ特性曲線の傾きを C とし、 $\log e$ を自然対数から常用対数への変換ファクターとすると、 $RMS(\Delta E/Eav) = RMSp / G \cdot C \cdot (\log e)$ なる関係に基づいて、ROI内の画素データ値のRMS変化を、相対露出に変換するステップから構成される請求項12に記載の方法。

【請求項14】X線画像をデジタル画素データ値に変換するために使用されたシステムに存在するシステムノイズに起因して、RMS変化の平均分布が逆数の関係に変換された画素データ値のRMS変化を補正するステップから構成される請求項12に記載の方法。

【請求項15】(a)画像のROIにおいて補正され変換されたRMS変化の少なくとも一部に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)組織指標のヒストグラムを決定するステップと、

(c)前記ステップ(b)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有しバックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(d)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される請求項14に記載の方法。

【請求項16】(a)画像のROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

(b)幾何学的パタンのヒストグラムを決定するステップと、

(c)前記ステップ(b)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(d)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される請求項14に記載の方法。

【請求項17】(a)画像のROIにおける補正され、変換されたRMS変化に少なくとも部分的に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)画像のROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

10 (c)組織指標と幾何学的パタン指標のヒストグラムを決定するステップと、

(d)前記ステップ(c)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(e)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される請求項14に記載の方法。

20 【請求項18】(a)画像のROIにおける補正され、変換されたRMS変化に少なくとも部分的に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)潜在的な異常ROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい組織指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(c)画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(b)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(d)前記ステップ(c)で決定された前記第1の所定の比よりも大きく、前記第2の所定の比よりも小さい比を持つ画像について、補正され変換されたRMS変化に基づいて組織指標を決定するステップと、

(e)組織指標のヒストグラムを決定するステップと、

40 (f)前記ステップ(e)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として、適用するステップと、

(g)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとを更に、含んでいる請求項14に記載の方法。

【請求項19】(a)画像のROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

50 (b)潜在的異常のROIを特定するための所定の閾値

指標よりも大きい幾何学的パタン指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(c) 画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(b)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(d) 前記ステップ(c)で決定された前記第1の所定の比よりも大きく、前記第2の所定の比よりも小さい比を持つ画像について、幾何学的パタン指標のヒストグラムを決定するステップと、

(e) 前記ステップ(d)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力をも有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(h) 前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される請求項14に記載の方法。

【請求項20】(a) 画像のROIにおいて補正され変換されたRMS変化の少なくとも一部分に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b) 前記画像中の前記ROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

(c) 潜在的異常のROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい組織指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(d) 潜在的異常のROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい幾何学的パタン指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(e) 画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(c)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(f) 画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(d)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(g) 前記ステップ(e)およびステップ(f)の少なくとも一方で決定された前記第1の所定の比よりも大きく、前記第2の所定の比よりも小さい比を持つ画像について、組織指標および幾何学的パタン指標の少なくとも一方のヒストグラムを決定するステップと、

(h) 前記ステップ(g)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力をも有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(i) 前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される請求項14に記載の方法。

【請求項21】前記ステップ(g)は、前記組織指標と前記幾何学的パタン指標の両方のヒストグラムを決定し、

前記ステップ(h)は、前記ヒストグラムの両方の値を前記人工ニューラルネットワークへの入力として適用する請求項20に記載の方法。

【請求項22】(a) 所定の垂直位置における水平プロフィールおよびその第2の導関数を決定するステップと、

(b) 上端および下端の探索範囲と、右及び左の胸郭のエッジの探索開始のための右及び左胸郭エッジ探索開始点とを確立するステップと、

(c) 前記胸郭エッジ探索開始点に胸郭エッジ探索ROIを各々配置するステップと、

(d) 前記各々の胸郭エッジ探索ROIにおいて水平プロフィールおよびその第2の導関数を決定するステップと、

(e) 前記ステップ(d)により決定された第2の導関数において第1、第2の最小値の位置の絶対値を決定するステップと、

(f) 第2の最小ピーク位置の絶対値に対する第1の最小ピーク位置の絶対値の比が、所定の閾値よりも大きい場合は、各ROIにおいて第1の最小ピーク位置を胸郭エッジとして選択し、そうでなければ、前記比が所定の閾値よりも小さい場合は、各ROIにおいて前記第2の最小ピーク位置を胸郭エッジとして選択するステップと、

(g) 前記右及び左の探索ROIを、探索範囲内において所定量だけ縦方向にずらして再配置するステップと、

(h) 上端及び下端の探索範囲全体で、胸郭エッジを検出するために前記ステップ(d)～ステップ(g)を繰り返すステップとから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項23】右及び左の肺角度線を検出するステップをさらに具備し、

前記ステップ(b)は、右及び左の胸郭のエッジの探索開始点を、右及び左の肺角度線の各々の外側に位置する

第2の導関数の最小ピークの位置に基づいて決定し、前記ステップ(g)は、右及び左の探索ROIを前記ステップ(f)において検出された胸郭エッジにてセンタリングする請求項22に記載の方法。

【請求項24】滑らかな肺上端エッジを生成するために、検出された肺上端エッジおよび選択された上側胸郭エッジに多項式関数を適用するステップと、

滑らかな右及び左の胸郭エッジを生成するために、検出され選択された右側胸郭エッジおよび検出され選択された左側の胸郭エッジに多項式関数を適用するステップと、

滑らかな肺上端エッジ、滑らかな右及び左の胸郭エッジおよびこれらの滑らかな接続によって定義された胸郭境界を生成するために、滑らかな肺上端のエッジと滑らかな右及び左の胸郭エッジとの間の滑らかな接続を達成すべく肺上端エッジと右及び左胸郭エッジとの重複エッジに加重平均を適用するステップとから構成される請求項22に記載の方法。

【請求項25】右肺の中心を通る垂直プロファイルおよびその第1の導関数を取得し、垂直プロファイルの下側半分の第1の導関数における最小ピークの位置を肺下端として特定するステップと、

(a) 右半横隔膜エッジ探索のために、右の内側および外側の探索限界を決定するステップと、

(b) 肺下端の垂直レベルと、肺下端と右肺角度線との交点に関連して決定された水平位置とに、初期探索ROIを位置付けるステップと、

(c) 探索ROIにおける垂直プロファイルおよびその第1の導関数を決定するステップと、

(d) 前記ステップ(c)により決定された第1の導関数における最小値の位置をROIにおける右半横隔膜エッジとして決定するステップと、

(e) 初期探索ROIの一方の側および初期探索ROIの他の側の水平方向に、探索ROIを所定量だけシフトし、右の内側および外側の探索限界の間で、右半横隔膜エッジの完全な組が検出されるまで前記ステップ(c)へステップ(e)を繰り返すステップと、

(f) 滑らかで完全な右半横隔膜エッジを得るために、右半横隔膜エッジの完全な組に多項式関数をフィッティングするステップとから構成され、右半横隔膜エッジを検出する画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項26】(a) 左半横隔膜エッジ探索のために、左の内側および外側の探索限界を決定するステップと、

(b) 前記画像上の選択された位置に、左半横隔膜エッジ初期探索ROIを位置付けるステップと、

(c) 探索ROIにおける垂直プロファイルおよびその第1の導関数を決定するステップと、

(d) 前記ステップ(c)により決定された第1の導関数において第1、第2の最小値を検出し、第1の最小値

に対する第2の最小値の比を決定するステップと、

(e) 探索ROI中において左半横隔膜エッジとなる第1の最小値の位置を決定し、前記ステップで決定された第1の最小値に対する第2の最小値の比が所定量よりも小さい場合に探索開始点を決定し、シフトROIにより探索開始点の一方の側および他方の側の水平方向に探索ROIを所定量だけ反復シフトし、左の内側および外側の水平探索限界の間で、完全な左半横隔膜エッジが検出されるまで、各シフトROIにより得られる垂直プロファイルの第1の導関数の第1の最小値の位置となる半横隔膜エッジを決定するステップと、

(f) 前記ステップ(e)で、第1の最小値に対する第2の最小値の比が前記所定量よりも大きいとき、前記ステップ(e)で決定された第1の導関数の第1、第2の最小値の絶対値が所定の絶対値の量よりも小さいかどうかを決定し、もしそうであるならば、右及び左の半横隔膜のエッジの初期探索ROIのヒストグラムを決定し、決定されたヒストグラムの第1のピークの画素値を比較し、もし右の横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値が左横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値よりも所定量だけ大きければ、探索ROIを垂直方向に下側にシフトし、もし右の横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値が左横隔膜のヒストグラムの第1のピークの画素値よりも所定量だけ小さければ、探索ROIを垂直方向に上側にシフトし、前記ステップ(e)を繰り返すステップと、

(g) 前記ステップ(e)で、第1の最小に対する第2の最小値の比が前記所定量より大きく、前記ステップ

(f)で、第1および第2の最小値の絶対値が前記所定の絶対値の量よりも大きいとき、左の横隔膜のエッジの候補を決定するために探索開始点の候補となりうる第1および第2の最小の位置を決定し、探索開始点の候補に開始ROIを配置し、探索開始点の候補に配置された開始ROIの垂直プロファイルと垂直プロファイルのそれぞれの第1の導関数を決定し第1の導関数の最小の位置での探索ROIの候補でそれぞれの左半横隔膜エッジの候補を特定し、開始ROIを所定量だけ探索開始点の候補の両側にシフトし、シフトされたROIのそれぞれに対して、左半横隔膜のエッジの完全な組の第1と第2の候補が検出されるまで、シフトされたROIで得られた垂直プロファイルの第1の導関数の最小に基づいて、左半横隔膜のエッジを決定するステップと、

(h) 前記ステップ(g)で決定された左半横隔膜エッジの完全な組の第1、第2の候補の傾きおよび標準偏差を決定し、前記完全な組の両方が、所定の傾きよりも大きいあるいは小さい傾きを持っているとき、小さい方の傾きを持っている完全な組を左半横隔膜エッジと決定し、前記完全な組の両方が、所定の傾きよりも小さい傾きを持っていないとき、左半横隔膜エッジを、小さい標準偏差を持っている左半横隔膜エッジの完全な

11

組の第1、第2の候補と決定するステップと、

(i) 滑らかで完全な左半横隔膜エッジを得るために、決定された左半横隔膜エッジに多項式関数をフッティングするステップとから構成され、

左半横隔膜エッジを検出する請求項25に記載の方法。

【請求項27】前記ステップ(b)は、肺下端と右及び左の肺角度線を所定量だけ画像の中心線にシフトさせた線との交点に初期探索ROIを位置付けし、

前記ステップ(e)およびステップ(g)は、前のROIにおいて検出されたエッジの垂直位置に対し垂直方向の中央に来るように探索ROIをシフトする請求項25又は請求項26に記載の方法。

【請求項28】胸郭の境界内の領域から得られたデータ値を相対露出に補正するステップから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項29】前記ステップは、ROIの画素値RMSを $RMSp$ とし、使用フィルムの勾配を G とし、レーザースキャナの特長曲線の傾きを C とし、 $\log e$ を自然対数から常用対数への変換ファクターとすると、 $RMS(\Delta E/Eav) = RMSp / G \cdot C \cdot (\log e)$ なる関係に基づいて、ROI内の画素データ値のRMS変化を、相対露出に変換するステップから構成される請求項28に記載の方法。

【請求項30】X線画像をデジタル画素データ値に変換するために使用されたシステムに存在するシステムノイズに起因して、RMS変化の平均分布が逆数の関係に変換された画素データ値のRMS変化を補正するステップから構成される請求項28に記載の方法。

【請求項31】X線画像をデジタル画素データ値に変換するために使用されたシステムに存在するシステムノイズに起因して、RMS変化の平均分布が逆数の関係に変換された画素データ値のRMS変化を補正するステップから構成される請求項29に記載の方法。

【請求項32】(a)画像のROIにおいて補正され変換されたRMS変化の少なくとも一部に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)組織指標のヒストグラムを決定するステップと、

(c)前記ステップ(b)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有しバックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(d)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項33】(a)画像のROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

(b)幾何学的パタンのヒストグラムを決定するステップと、

12

(c)前記ステップ(b)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(d)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項34】(a)画像のROIにおける補正され、変換されたRMS変化に少なくとも部分的に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)画像のROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

(c)組織指標と幾何学的パタン指標のヒストグラムを決定するステップと、

(d)前記ステップ(c)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(e)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項35】(a)画像のROIにおける補正され、変換されたRMS変化に少なくとも部分的に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)潜在的な異常ROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい組織指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(c)画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(b)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(d)前記ステップ(c)で決定された前記第1の所定の比よりも大きく、前記第2の所定の比よりも小さい比を持つ画像について、補正され変換されたRMS変化に基づいて組織指標を決定するステップと、

(e)組織指標のヒストグラムを決定するステップと、

(f)前記ステップ(e)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として、適用するステップと、

(g)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから

1 3

ら構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項36】(a)画像のROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

(b)潜在的異常のROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい幾何学的パタン指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(c)画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(b)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(d)前記ステップ(c)で決定された前記第1の所定の比よりも大きく、前記第2の所定の比よりも小さい比を持つ画像について、幾何学的パタン指標のヒストグラムを決定するステップと、

(e)前記ステップ(d)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(f)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項37】(a)画像のROIにおいて補正され変換されたRMS変化の少なくとも一部分に基づいて組織指標を決定するステップと、

(b)前記画像中の前記ROIにおける所定の幾何学的パタン尺度に基づいて、幾何学的パタン指標を決定するステップと、

(c)潜在的異常のROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい組織指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(d)潜在的異常のROIを特定するための所定の閾値指標よりも大きい幾何学的パタン指標を含んでいるROIの数を決定するステップと、

(e)画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(c)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(f)画像の中のROIの総数に対する、前記ステップ(d)で決定されたROIの数の比を決定し、もし、決定された比が、異常な画像の学習用の組で検出された異

1 4

常なROIの最小の比に対応する第1の所定の比よりも小さければ、画像を正常と分類し、もし、決定された比が、正常な画像の学習用の組で検出された異常なROIの最大の比に対応する第2の所定の比よりも大きければ、画像を異常と分類するステップと、

(g)前記ステップ(e)およびステップ(f)の少なくとも一方で決定された前記第1の所定の比よりも大きく、前記第2の所定の比よりも小さい比を持つ画像について、組織指標および幾何学的パタン指標の少なくとも一方のヒストグラムを決定するステップと、

(h)前記ステップ(g)で決定されたヒストグラムの上側の所定の領域の値を、複数の入力を有し、バックプロパゲーションアルゴリズムによる多層の正帰還ネットワークを含む学習済みの人工ニューラルネットワークへの入力として適用するステップと、

(i)前記人工ニューラルネットワークの出力に基づいて、前記画像を正常または異常に分類するステップとから構成される画像診断支援装置の画像処理方法。

【請求項38】前記ステップ(g)は、前記組織指標と前記幾何学的パタン指標の両方のヒストグラムを決定し、

前記ステップ(h)は、前記ヒストグラムの両方の値を前記人工ニューラルネットワークへの入力として適用する請求項37に記載の画像診断支援装置の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は胸部画像の自動診断のためのコンピュータ支援診断技術(computer-aided diagnosis:CAD)に関する。

【0002】

【従来の技術】この種のCAD技術、特にデジタル化された医療画像の自動特徴解析と診断のためのコンピュータ支援の方法に関しては、米国特許明細書第4,851,984号、同4,907,156号、同4,839,807号、4,918,534号、同5,072,384号、同5,133,020号、同5,289,374号、同5,319,549号、同5,343,390号に記載されている。CADの目的は、病変部分を示し、定量的な情報を第2の意見として提供することによって読影者に注意を促すことである。

【0003】1980年代の中頃から、コンピュータ化された多くの装置が、胸部X線診断、乳房X線診断、血管造影、骨X線診断のCADのために開発されてきた。胸部X線診断においては、幾つかのコンピュータ化された装置は、座肺や間質性疾患の検出や分類、また肺結節の検出、心臓の大きさの測定、気胸の検出に使用されてきた(米国特許出願第08/174,175号)。しかしながら、胸部X線診断に対するCADの開発の程度は未だ初期の段階にある。そのため、X線画像に表れる正常組織のパタンおよび異常組織のパタンの画像の特徴を理解するこ

とによって更に装置の性能を向上させる必要がある。

【0004】様々な疾患による異常なパタンの複雑さと多様性のために、胸部X線画像における間質性浸潤の診断がX線診断における最も難しい問題のひとつであることは良く知られている。主観的な評価基準により読影者が異なれば解釈も異なってしまう。同じ読影者が同じ事例を異なった日に読影しても、特に異常の程度が微妙な事例では読影結果が違ってしまふことがある。もしコンピュータ化された装置が肺組織に対して定量的な情報を提供できれば、読影の際の主観的な程度が減少し診断の確度が向上する。

【0005】1987年からカツラガワらは、2つの尺度で組織を解析することに基づいて間質性疾患の検出と特徴づけを行うコンピュータ化された装置を開発してきた (Med Phys, 15,30,311-319,1988; Med Phys, 16,1,38-44,1989; RadioGraphics,10,257-269,1990; Med Phys, 20,975-98,1993参照)。すなわち、それは根二乗平均 (Root Mean Square: RMS) とパワースペクトルの第1のモーメントであり、これらは肺組織の大きさと粗さ (または微細さ) にそれぞれ対応している。

【0006】間質性疾患の検出と分類に対してCADが有用である可能性が予備的な結果によって示された。しかし、得られた結果は、デジタル化された胸部X線画像で高い光学密度 (濃度) では偽陽性の関心領域 (region on interest: ROI) が多く、また低い光学密度では、偽陰性のROIが多くなるという傾向を示した。計算された組織尺度は肺組織だけでなく、スクリーンフィルムシステムおよびレーザースキャナーに関するノイズ成分を含んでいるにも関わらず、そのような組織尺度上のノイズ成分の影響は十分に理解されてきていない。そのため、光学密度の肺組織とその他のノイズ成分とによる組織尺度依存性をより深く理解する必要がある。

【0007】過去十年にわたって、胸部X線画像における様々な異常の分析と検出のためにいろいろなコンピュータ化された方法と技術が開発されてきた。背腹 (postero-anterior: PA) 胸部画像の胸郭の境界と横隔膜のエッジは、肺領域の位置、形、大きさについて有用な情報を提供する。またこれらは、胸部X線画像における異常の自動検出のためのコンピュータ支援診断 (CAD) に必要とされるものである。こういった方法が適正に働くためには、胸郭の境界と横隔膜のエッジを正確に検出することが非常に重要である。数多くの研究者が胸部X線画像の自動化された領域分割のための技術を開発しようと試みてきた。グレーレベルのヒストグラムにしたがって胸部画像を閾値で分類することにより肺の領域を特徴づけることは比較的単純なことであるにも関わらず、肺の境界を見極める精度の低さや縦隔洞の領域を完全に見失ってしまうことなどから、この取り組みはCAD装置の発展には役に立たなかった。 (SPIE Image Processing 1993: 160-170 頁)。この研究では33例の正常な

胸部X線画像が使用された (うち17例が学習用で16例がテスト用)。彼らの方法の全体の精度はおおよそ76%であった。

【0008】最初にパウエルらによって開発 (Med. Phys. 1988; 15: 581-587頁) され、後にナカモリらによって改良された胸郭の境界を検出するための別の方法 (Med. Phys. 1990; 17: 342-350頁; 米国特許明細書第5,072,384号) は、プロファイルの第2の導関数からエッジを検出することに基づいている。これらの技術を用いると、鎖骨の下でのみ胸郭のエッジを検出することができる。

【0009】完全な胸郭の境界は、検出された右側および左側胸郭のエッジを多項式でカーブフィッティングすることによって見積もられた。したがって、肺の上側での胸郭のエッジの一部はしばしば誤りであった。この方法では、右側と左側の胸郭で選択された短いセグメントで水平方向のプロファイルの第2の導関数の最小値を与える位置によって胸郭のエッジが決定された。プロファイルの中にはいくつかのエッジがある可能性があるの
で、第2の導関数での最小のピークが胸郭のエッジであるとは限らない。この問題は、胸郭の付近の画像のコントラストが非常に弱い場合には重要な問題となる。したがって、第2の導関数の最小のピーク位置を用いることは、全体的な精度は約75%であり、胸郭のエッジを正しく検出するには信頼性に乏しいことが分かった。さらに、胃の中のガス構造の複雑なパターンや左半横隔膜エッジ周辺の心臓のエッジの影響があるため、胸部X線画像での横隔膜のエッジの検出は困難であり、しばしば不正確である。通常、胃の中のガスパターンは、形が不規則であって、左半横隔膜のエッジに近い位置に存在する。さらに、胃の中のガスパタンの光学密度は肺領域の光学密度と同程度である。このため、単純なエッジ勾配分析法は、左半横隔膜のエッジを具合良く検出できないと思われる。胸部X線画像における肺領域の輪郭特定の精度を向上させるためには、左半横隔膜のエッジを正確に検出するための方法が必要である。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的のひとつは、デジタル化された胸部X線画像において胸郭の正確な境界の自動検出のための新規で改良された方法を提供することである。

【0011】本発明の他の目的は、画像特徴解析と、胸郭のエッジ検出から得られた目印情報とに基づいて、デジタル化された胸部X線画像における右および左半横隔膜の自動検出のための新規で改良された方法を提供することである。

【0012】本発明のさらに他の目的は、組織尺度におけるスクリーンフィルムシステムおよびレーザースキャナーに関するノイズ成分の影響を低減することである。

17

【0013】本発明のさらに他の目的は、真陽性の検出感度を損なうことなく、偽陽性の検出を低減することが可能な間質性肺疾患の自動検出および分類のための優れた方法を提供することである。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明に係る胸部X線画像における様々な異常のコンピュータ支援診断での胸郭の境界と横隔膜のエッジの自動検出のための方法によれば、最初に、胸部X線画像における肺上端の平均位置が決定される。次に、肺の上部エッジと胸郭のエッジとが、肺上部の領域と胸郭の領域からそれぞれ選択された水平方向のプロファイルの第2の導関数の第1、第2の最小値を比較することによって決定される。最後に、肺上部のエッジと右と左の胸郭のエッジの滑らかなカーブを生成するために三つの多項式関数が独立に適用される。次に三つのカーブを単純な重みづけ平均法によって接続することにより、完全な胸郭の境界が得られる。これらのプロセスによって、中央線、肺上端と肺下部の垂直位置、右および左肺の角度線、それぞれ対応している右および左肺の肋骨横隔膜の角度に近い最下部の右および左の胸郭のエッジの位置等の有用な目印情報が得られる。

【0015】次に、胸郭の境界を決定する時に得られたこの目印情報を使って、横隔膜のエッジが決定される。最初に目印情報を取り入れることによって右半横隔膜から選択された垂直方向のプロファイルのエッジ勾配分析を通して、胸部X線画像において右半横隔膜のエッジが決定される。次に、手動で測定された中央右と左半横隔膜の間の関係（“標準ルール”と称する）に基づいて左半横隔膜のエッジを探すための左開始点を決定するために、左半横隔膜の中央に、初期の垂直関心領域（ROI）が置かれる。中央右および左半横隔膜のエッジは、それぞれ右および左半横隔膜の中央における横隔膜のエッジと呼ぶ。左開始点は重要であるので、七つのカテゴリーが、左横隔膜の中央に初期の垂直ROIの配置を調べるために用いられる。初期ROIからの最初の左開始点の精度は、垂直プロファイル、プロファイルの第1の導関数、第1の導関数の第1の最小値に対する第2の最小値の比、初期ROIのヒストグラムといった初期ROIから得られる画像の特徴に基づいている。あるカテゴリーでは、最初の左開始点の他に第2の左開始点を選択する必要がある。したがって、そういったカテゴリーでは、2つの左開始点から得られる二組の検出された“左半横隔膜のエッジ”があることになる。2つのパラメータが、誤った左開始点による偽の左半横隔膜のエッジを取り除くための尺度として使用される。次に、右と左の半横隔膜のエッジに対して滑らかなカーブを生成するために2つの多項式関数が別々に適用される。最後に、胸部X線画像における肺領域の完全な輪郭を生成するために、右と左の半横隔膜のエッジのカーブが対応する胸郭

18

のエッジのカーブに接続される。

【0016】本発明によれば、間質性浸潤の自動検出に用いられる光学画像を形成するために使用されるフィルムの勾配（グラデエント）に光学密度が依存する程度を低減するための新規で改良された方法もまた提供される。この方法は、各画素データ値のRMS値に補正係数を適用してフィルムコントラストの変化を補正することと、さらに、システムノイズによって生じるRMSの変化の平均曲線の逆数に伴って変化する補正曲線を適用し、データのシステムノイズによる変化を補正することを含んでいる。

【0017】本発明の発展型において、フィルタリング技術に基づくフーリエ変換と幾何学的な特徴解析に基づく組織解析を用いた自動分類の方法が更に開発されている。肺のバタンのRMS変化とパワースペクトルの第1のモーメントは組織解析の指標として決定される。一方、小さな塊状の不透明部分の全面積と直線的な不透明部分の全長が幾何学的パタン特徴解析における指標として決定される。この自動分類法は、ルールベースによる決定と人工ニューラルネットワーク（artificial neural networks: ANNs）を用いている。これらは、間質性疾患における正常と異常とを区別するために、組織指標および幾何学的指標の両方を使用する。ルールベース法によって正常部と異常部とが最初に区別され、続いて判別が難しい残りの部分の分類にANNが適用される。このルールベース法にANN法を加えた方法は、ルールベース法単独またはANN単独のどちらと較べても分類能力をより良く改善できる。更に、組織と幾何学的パタン指標を組み合わせた解析は、それぞれの解析に較べて分類能力をより良く改善できる。その結果、本発明の方法によれば、デジタル胸部X線画像において間質性疾患を診断する読影者を補助することができる。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。本実施形態ではデジタル胸部X線画像において胸郭の境界と右および左の半横隔膜のエッジとを正確に自動的に検出可能な方法を得るために、およそ1000例の成人の背腹（PA）胸部X線写真が使用されている。デジタル胸部X線画像は、それら胸部X線写真をコニカ社製レーザースキャナー（KFDR-S）により、0.175mmの画素サイズでデジタイズすることにより得ている。続いて、全ての胸部X線画像は“1k×1k”の行列サイズで副標準化される（実効画素サイズは0.35mm）。胸部画像の階調は10ビットとした。また、DEC社製のVAX3500コンピュータを使用した。このコンピュータは、胸郭境界に印がつけられた胸部画像を出力し、これら胸部画像を続く評価のためにセイコー社製ビデオプリンタ（VP3500）により感熱紙に印刷した。

【0019】胸郭のエッジを検出するためには、肺上端

の平均位置を正確に検出することが重要である。まず、図1(a), (b)に示すように、上側中央領域にある胸部画像の幅の半分から得られた垂直プロファイルとその第1の導関数が計算される。垂直プロファイルは、画像の上端から上側8分の3までの範囲内で得られる。肺上端位置の候補は、図1(b)に図示されているように第1の導関数での負の傾きの勾配がゼロと交差する位置から選ばれる。肺領域の中には、第1の候補は無いと仮定する。これは、後述するように妥当なものである。言い換えると、第1の候補は、首の領域または“真”の肺上端にあるものと考えられる。候補となった位置の所在を調べるため、次に図2に示すように各候補位置での水平プロファイルが計算される。水平プロファイルは、胸部画像上の画素値の分布を示している。水平プロファイルに沿った画素値の標準偏差と最大差は候補の位置を調べるための尺度として決定される。第1と第2の候補の位置での標準偏差と最大差の間の関係はそれぞれ図3(a)および(b)に示されている。図3(a)で標準偏差が点線によって示された閾値レベルより小さいとき、第1の候補は正しい肺上端の位置に対応しているようである。この結果は、肺上端の正しい位置での水平プロファイルは首の領域での水平プロファイルよりも均一(平ら)であるため、標準偏差が小さくなるということに対応している。

【0020】もし、第1の候補の標準偏差が閾値レベルよりも大きい場合は、候補は首の領域にあると考えられ、したがって第2の候補を考慮する必要が生じる。しかしながら、前述の第1の候補が“真”の肺上端に位置し、しかも閾値レベルよりも大きい標準偏差を有する場合は、第2の候補は肺領域の内部にあると考えられる。図3(b)は、肺内部に位置する第2の候補は、大小いずれの標準偏差も有し得ることを示している。したがって、肺内部の第2の候補の位置を2つの他の位置、すなわち“真”の肺上端と首領域、から区別するために、第2の候補の位置での水平プロファイルと“典型的な”肺の水平プロファイルの間の相互相関が計算され、2つのプロファイルの間の類似性を調べるための尺度とされる。“典型的な”肺の水平プロファイルは、画像の垂直レベルが8分の3の位置から求める。この位置は、通常、成人のPA胸部画像では肺領域の内部となる。肺の内部の候補位置での水平プロファイルは、首の領域内のそれと較べて、より“典型的な”水平の肺のプロファイルに似通っている。したがって、より大きな相互相関値を示す。図4は、肺内部および首領域の候補の相互相関値を比較したものである。肺内部の相互相関値が首領域の相互相関値よりも大きいのは明らかである。したがって、仮に第2の候補の相互相関値が0.58といった閾値レベルよりも大きければ、これは、現在の第2の候補が肺の内部にあることを示し、前の第1の候補が“真”の肺上端であると考えられることができる。

【0021】図1(a)によれば、垂直プロファイルにおいてより大きい画素値を有する候補位置に、“真”の肺上端が位置付けられることは明らかである。この一般的な観察に基づき、仮に第2の候補の標準偏差が、図3(b)に示された閾値レベルよりも小さい場合であっても、現在の第2の候補位置と前の第1の候補位置の画素値とが比較され、より大きな画素値を有する候補位置が“真”の肺上端として選択される。上記の手順は、現在の候補の標準偏差が図3に示された閾値レベルよりも小さくなるまで、次に続く候補に対して適用される。

【0022】図5は胸部X線画像において肺上端の位置を検出するために用いられる方法の個々のステップを示している。ステップ500では、胸部画像の上部中央での垂直プロファイルとその第1の導関数が求められる。次にステップ502では、肺上端の第1の候補が第1の導関数から決定される。ステップ504では、第1の候補の標準偏差が閾値と比較され、閾値よりも小さければ、ステップ506において第1の候補が“真”の肺上端として選択される。ステップ508では、第2のあるいはそれに続く候補が探索され、該候補はステップ510において標準偏差と比較される必要がある。もし閾値よりも大きければ、実際は肺の内部に位置しているかもしれない部分を誤って肺の上端として検出してしまうことを避けるために、第2の候補あるいはそれに続く候補に対して、相互相関値がステップ512において計算される。仮に、相互相関値が図4に示されている閾値よりも大きければ、ステップ514において前の候補が肺上端であったと決定される。そうでなければ、ステップ508とステップ510での新たな候補の探索が繰り返される。もし、ステップ510で新たに見つかった候補の標準偏差が閾値よりも小さいと判断されれば、ステップ516において現在と前の候補の画素値が比較され、ステップ518では、より大きな画素値を有する候補が肺上端として決定される。

【0023】120例の胸部X線画像について、図5に示されたステップに基づいてコンピュータによって決定された肺上端の位置が、直接フィルム上で測定したものと比較された。この比較は、コンピュータによって検出された肺上端の位置は、実際に測定した位置に極めて近いことを示した。

【0024】次に肺下端の位置が決定される。

【0025】図6(a)および(b)に示すように、右肺の中央での垂直プロファイルとその第1の導関数が、肺下端の位置を決定するために用いられる。一般に右の横隔膜は、胃のガス、心臓のエッジやその他の複雑な構造の影響を受けない。右肺の領域と横隔膜の領域との間の画像のコントラストは通常では高いので、この範囲の垂直プロファイルは、図6(a)に示されているように明瞭なエッジを呈する。垂直プロファイルの第1の導関数は、図6(b)に示されている。胸部画像における肺下端の位置は、垂直プロファイルの下側半分における第

21

1の導関数での最小ピーク位置によって決定することができる。次に肺の長さが肺上端と肺下端との間の距離として決定される。肺角度線や肺上端エッジの開始点といった種々の追加的な目印が決定され、以下に述べるように探索範囲が確立される。

【0026】夫々肺の長さの8分の1の幅を有する2つの水平プロファイルが、2つの垂直方向の位置で計算される。すなわち、肺の上から5分の1および中央の位置である。図7は、上側5分の1での水平プロファイルとその第2の導関数を示している。これらは、一般に肺の中央のものと似通っている。胸部画像の中央線は、水平プロファイルの中央付近で最も大きな画素値を示す部分に位置していると見なされる。右と左の肺のそれぞれで2つのレベルに位置している2つの最小画素値を通る直線を、ここでは、図8に示したように肺角度線と呼ぶ。右と左のそれぞれの肺で肺角度線が水平線となす角は、それぞれ右肺角度 A_r と左肺角度 A_l と呼ばれる。肺上端で肺角度線が水平線と交差する点は、図8に示したように、右と左の肺の各々で肺の上端のエッジを探索するための開始点として選択される。

【0027】肺角度は、正しい開始点を決めることができ、したがって肺上端のエッジを正確に検出できるように適正な範囲になければならないことに注意が必要である。例えば、右肺角度が小さすぎるか大きすぎるとすると、開始点はそれぞれ首領域に入ったり、鎖骨の上側に近づいてしまったりする。どちらの場合も、誤って選ばれた開始点のために肺上端の検出が失敗してしまう。

【0028】右および左肺角度の適切な範囲を見出すために、100例について肺角度の分布が調べられた。肺角度が適切であるかまたは適切でないかは、それらの肺角度によって得られた肺上端のエッジを検出した結果が正しいか誤っているかに基づいて主観的に判断された。

【0029】図9は、この100例の右および左肺について適切な角度と適切でない角度の分布を示したものである。適切な右および左肺角度の大部分は、図9において上側と下側の境界が実線で示されているようにある範囲に制限されている。各肺に対する肺角度の上側と下側の境界は、平均肺角度から計算されたものである。したがって、最初に得られた肺角度線が、適切な範囲からはずれた角度であったとすると、その肺角度線は、平均肺角度の標準偏差の ± 1.5 倍で規定されている。これらの値は、各肺における全ての正しい肺角度から計算されたものである。したがって、最初に得られた肺角度になるように回転される。右および左肺に対する平均肺角度はそれぞれ 76.1° と 103.9° であった。これらの角度の和が丁度 180° になることは驚くべき一致である。このことは、胸部画像において中央線に対して2つの肺がほぼ対称であることを意味している。

【0030】肺上端のエッジの探索範囲は、図8に示されているように各肺において内側と外側の制限によって

22

定義される。これらの制限は、肺の上側5分の1の位置での水平プロファイルから導かれたものである。内側の制限は、各肺での水平プロファイルにおいて、中央線と最小画素値のピークの間の中点で定義される。外側の制限は、各肺での水平プロファイルにおいて外側にあって、最小の画素値と中央線の画素値の平均画素値を持っている位置で定義される。

【0031】各肺において、胸郭のエッジを検出するための開始点と探索範囲もまた図8に示されている。胸郭のエッジは各肺の中央から探し始める。図7に示されているものと同様の水平プロファイルとその第2の導関数は、開始点の水平位置を決定するために使用される。第2の導関数を計算するための距離の増分は50画素である。第2の導関数を計算するためにこのように大きな増分を使用する目的は、心臓の影や肺動脈、肋骨によるエッジといった肺領域における望ましくない構造の影響を避けるためである。

【0032】胸郭のエッジに対する開始点を決定するために、肺領域におけるその他の目印情報もまた使用される。例えば、中央線の位置、肺角度線、各肺における肺上端を探索するための外側の制限の位置などである。各肺における肺角度線の外側に位置している第2の導関数の最小ピークは一般にその肺の胸郭の内側のエッジに非常に近いということがわかった。したがって、各肺における最小ピークは、その肺における胸郭のエッジを探索するための開始点の水平位置の近似位置として用いられる。

【0033】第2の導関数を計算するために50画素よりも大きい増分が使われた場合、片側あるいは両側の肺における胸郭のエッジを検出するための開始点を正しく検出できなかったのは、全検査例のうち約10%であった。これらの例は、一般に肺中央における胸郭のエッジ付近では、比較的低い画像コントラストを含んでいた。したがって、第2の導関数を計算するにあたって、50画素の増分を使用することは、肺中央における胸郭の“真の”エッジを見落とすことになり得る。これら全例に対して、距離の増分を50画素から25画素に減らすと、第2の導関数を再度計算して決定された胸郭のエッジの開始点は、肺中央における胸郭の“真の”エッジに非常に近くなることがわかった。さらにまた、各肺における検出された胸郭のエッジの開始点とその肺の肺上端のエッジを探索するための外側の制限位置の間の距離が検出された胸郭のエッジの開始点が正しいか否かを定める有用な尺度となり得ることが分かった。この距離が、ある長さ、例えば100画素よりも大きければ、大きな増分が用いられたために、検出された胸郭のエッジの開始点は正しくないということになる。したがって、この場合は、距離の増分を25画素まで小さくするべきである。

【0034】胸郭のエッジの探索範囲の上限は、肺の上

23

側5分の1と決定された。下限は、肺の下端から肺の長さの15%下側の位置であった。

【0035】肺上端および胸郭のエッジは、エッジを横切る矩形ROI（長さ80画素、幅30画素）から得られたプロファイルを解析することによって検出された。各肺の肺上端を決定するために、矩形ROIは肺上部の胸郭の領域上で垂直方向に配置される。しかしながら、胸郭のエッジを検出するためには、同じ矩形ROIが水平方向で使用される。肺上端と胸郭のエッジの検出は、常に、それぞれの開始点から始まり、対応する探索範囲内に限定される。隣接した肺上端のエッジを検出するために、前に決定された肺上端の位置が次のROIの中心として用いられる。このROIは、前の位置から水平方向に30画素シフトしている。同様に、前に決定された胸郭のエッジの水平位置が次のROIの中心として用いられる。このROIは、隣接した胸郭のエッジを検出するために前の領域位置から垂直方向に30画素シフトしている。

【0036】2つの探索ROIにおけるプロファイルおよび第2の導関数の2例が図10に示されている。第2の導関数の計算のために使用された距離の増分は3画素である。肺上端のエッジあるいは胸郭のエッジの位置を探索ROIを使って特定するために、第2の導関数における第1の最小ピークを用いることは、常に正しいとは限らないことが分かった。第1の最小ピークは、肋骨や装置といった他のエッジパターンに起因するものとなり得る。したがって、第2の導関数における第2の最小ピークも考慮しなければならない。図11は、20例の胸部画像から得られた第1と第2の最小ピークの絶対値の間の関係を示したものである。第2の最小ピークに対する第1の最小ピークの比は、肺上端または胸郭のエッジを正しく決定するための尺度として使用された。図11で、第2の最小ピークに対する第1の最小ピークの比が、点線で示された1.8といった所定の閾値よりも大きければ、第1の最小ピークの位置は、ROIの中で肺上端のエッジまたは胸郭のエッジの位置に対応していることに注意が必要である。そうでない場合については、肺上端のエッジまたは胸郭のエッジの第2のピーク位置によって、正しく検出を行うことができる。

【0037】次に、胸部X線画像において、如何にして胸郭の境界の領域を抽出するかについて述べる。検出されたエッジは、三つのセクション、すなわち肺上部セクション、右および左胸郭セクションにグループ分けされる。肺上部セクションは両方の肺で決定された全ての肺上端エッジを含み、更に、各肺において肺上端のエッジに最も近い三つの検出された上側の胸郭のエッジも含んでいる。右および左の胸郭セクションの各々は、それぞれの肺で検出された全ての胸郭のエッジを含んでいる。各エッジセクションについて、全ての検出されたエッジの位置に対して滑らかな曲線をフィッティングするため

24

に4次の多項式が適用される。

【0038】本方法により、肺上端のエッジのための滑らかな曲線の二つの終端は、各肺における右および左の胸郭のエッジの滑らかな曲線の各々と重複する。これら2つの重複領域での滑らかな接続を達成するために、単純加重平均法が適用される。かくして、胸部X線画像における完全な胸郭の境界が得られる。重複領域の上端から下端に向かう接続がなされるに従って、肺上端のエッジ曲線に対する重みづけファクターは、上端から下端までの距離に比例して1から0に減らされる。一方、胸郭のエッジの曲線に対する重みづけファクターは、0から1に増やされる。

【0039】このコンピュータにより自動化された方法がデジタル胸部画像における胸郭境界を検出する際に示す結果の正確さを調べるために、主観的評価が用いられた。3人の読影者と二人の物理学者がこの評価テストに参加した。5点評価がこのテストに使用された。すなわち非常に正確なものに5点、中程度に正確なものに4点、かろうじて正確であるものに3点、中程度に不正確なものに2点、非常に不正確なものに1点が与えられた。コンピュータ出力の胸郭境界が、胸部画像における真の胸郭の境界に殆ど完全に対応する場合は、“非常に正確”とされた。これら2つが明らかに異なっている場合は、“非常に不正確”とされた。評価者らは、一貫した評価尺度が求められた。各々の結果の比較に時間制限は設けられなかった。3つの評価者グループ（1つの評価者グループが3人の読影者および2人の物理学者の全5人からなる）による、各評価点数についての対象例の平均数の分布は次のことを示す。すなわち、対象例の大多数が発明者らのコンピュータ出力の非常に正確な結果を示す。高得点（4点及び5点）の組を一緒にまとめると、中程度から非常に正確である平均点数を有する対象例の数は、5人の評価者全員、3人の読影者、二人の物理学者でそれぞれ96.7%、97.3%、95.0%であった。全例のうち、約1%が1点又は2点に分類された。これらは、胸部画像において胸郭のエッジおよび肺の境界の検出に完全に失敗したものと分類された。これらのうち80%は、肺領域に含まれる種々の比較的大きな装置（24mm以上）によるものであり、残りは胸部画像における肺上端または胸郭のエッジを誤って検出したことが原因である。

【0040】上述したように、胸部画像の上側中央領域での垂直プロファイルの第1の導関数を計算するために用いられる（画素における）距離の増分は、肺上端の位置の正確な決定に強く影響する。本発明の方法では、肺上端の第1の候補は、“真の”肺上端の位置か、あるいは首領域内のいずれかに存在すると仮定している。不適切な距離の増分が使用された場合、この仮定は妥当ではない。例えば、大きな増分（10画素以上）が使用されると、肺上端位置の第1の候補は、スキップされ、“真

の”肺上端は、肺領域の内側に誤って位置付けされ得る。一方、増分が5画素より小さいと仮定すると、首の骨、喉、下顎等の首領域にある種々の構造によって肺上端の検出を誤ってしまうことがある。したがって、第1の候補が肺領域の内側に位置づけされることなく、その一方で首領域の種々の構造の影響が最小となるように増分として5画素が用いられる。

【0041】次に背腹(PA)胸部画像における横隔膜のエッジの検出について述べる。まず、大まかに、胸部画像における右半横隔膜のエッジがエッジ勾配分析によって決定される。次に、初期の垂直ROIが、手動で測定された右半横隔膜のエッジ中央と左半横隔膜のエッジ中央との間の関係(“標準ルール”)に基づいて左半横隔膜のエッジ探索のための左開始点を決定するために、左半横隔膜の中央に置かれる。初期ROIの配置と初期ROIを含む最初の左開始点の正確さを評価するために7種のカテゴリが使用された。いくつかのカテゴリに対しては、最初の左開始点の他に、第2の左開始点を選ぶ必要がある。したがって、それらのカテゴリでは、2つの左開始点による二組の“左半横隔膜のエッジ”が存在することになる。誤った左開始点による偽の左半横隔膜のエッジを取り除くために、2つの領域パラメータが尺度として使用される。左と右の半横隔膜のエッジに対してそれぞれ滑らかな曲線を与えるために2つの多項式関数が別々に適用される。最後に、胸部画像において肺領域の完全な輪郭を描くために右及び左半横隔膜のエッジのカーブは、対応している胸郭のエッジのカーブに接続される。発明者等の方法に従って、全部で300例のX線画像がレーザースキャナーによって、行列サイズ“1000×1000”、階調10ビットでデジタル化され解析された。その結果、右及び左の半横隔膜のエッジの検出についての正確さは、およそ97%と90%であった。

【0042】次に、横隔膜エッジの決定のための方法について詳細に述べる。先ず最初に、右および左の横隔膜の中央での開始点の決定のための方法について述べる。

【0043】胸部画像における右半横隔膜の領域は、一般に胃のガスボタンや心臓のエッジ等の複雑なパタンの影響を受けない。通常、右下側の肺領域と右半横隔膜の領域の間では画像コントラストは高い。したがって、胸部画像において右半横隔膜上のプロファイルは、明瞭なエッジパターンを示す。したがって、開始点と探索範囲とが適切に選択されれば、右半横隔膜上で選択されたプロファイルの第1の導関数からエッジ勾配分析によって右半横隔膜のエッジを検出することは難しいことではない。

【0044】胸部画像において、右半横隔膜のエッジを探索するための右開始点を決定するために、初期垂直ROIが右半横隔膜のエッジの中央に置かれる。図12は、右開始点を決定するための右半横隔膜の中央で初期

ROIを選択する方法を図示したものである。初期ROIの長さや幅は、それぞれ200画素(70.0mm)と20画素(7.0mm)である。初期ROIの中央は、胸部画像における胸郭のエッジを検出する際に得られた目印情報に基づいて決定される。初期ROI中央の垂直座標(y)は、肺下端の垂直位置に選ばれる。初期ROI中央の水平座標(x)は、右肺角度線と肺下端を通る水平線との交点を中央線側に30画素(10.5mm)シフトさせた位置に選ばれる。肺角度線は、右および左肺のそれぞれで2つの垂直位置にある2つの最小画素値を通る直線である。この2つの垂直位置は、図12に示されているように肺の上から5分の1と中央に対応する。胸部画像の中央線は、画像の中央の垂直レベルから計算された水平プロファイルの中央付近で最も大きな画素値に位置していると考えられる。

【0045】図13(a)、(b)は、それぞれ、右半横隔膜の中央での初期垂直ROIから計算された垂直プロファイルとその第1の導関数を示している。図13(a)から、右半横隔膜の領域は、胃のガスや心臓のエッジの影響を受けず、右下側の肺領域と右横隔膜の領域との間の画像のコントラストは一般に高いため、初期ROIにおける垂直プロファイルが明瞭なエッジパターン(すなわちステップエッジパターン)を示していることが明らかである。垂直プロファイルの第1の導関数は、図13(b)に示されている。ROIを含んでいる右横隔膜のエッジは、エッジ検出理論に基づいて第1の導関数における最小の位置によって特定することができる(ジョン(Johne)著、“デジタル画像処理：概念、アルゴリズムと科学的な応用”Springer-Verlag 1991年参照)。このようにして検出された初期ROI内部の右半横隔膜のエッジは、右開始点として参照され、右開始点の両側に位置する右半横隔膜エッジのさらなる探索のためのガイドとして使用される。この右開始点はまた、以下で詳細に述べるように、左半横隔膜の中央で初期垂直ROIを選択するために重要な量となる右半横隔膜のエッジ中央とも呼ばれる。

【0046】左開始点を決定するために、左半横隔膜の中央で初期垂直ROIを選択することは、右半横隔膜の中央における場合ほど単純なことではない。何故なら、左半横隔膜における複雑な胃のガスボタンの存在および心臓エッジの影響は、数多くの胸部画像で非常に共通的であるからである。さらに、左半横隔膜のエッジの垂直レベルは一般に右半横隔膜のものとは異なっている。したがって、目印情報のみを用いることは、左半横隔膜の中央において適切な初期垂直ROIを選択するには不十分である。

【0047】そこで、これらの困難を克服するために、図14(a)に示してあるように、データベースにおける各例に対して右および左の半横隔膜のエッジから画像の下端までの距離(画素)が手動で測定された。この測

定の目的は、先だって検出された右半横隔膜のエッジの中央（すなわち右開始点）に基づいて左の半横隔膜の中央で上側および下側の初期ROIを選択するための“標準ルール”を確率することである。図14(a)においては、右および左半横隔膜のエッジ中央の垂直位置が、データベースの胸部画像の大部分に対し相関することに注意が必要である。データベース内のおよそ95%は、図14(b)にて点線で示された制限範囲によりカバーされる右および左半横隔膜のエッジの中央を有している。

【0048】300例のうち44例は、図14(a)にて実線で示される45°対角線の上側に位置していた。これらの対象例について対角線に対する平均距離と標準偏差とは、それぞれ、22.86画素(8.0mm)、29.14画素(10.2mm)であった。かくして、対角線の上側の上限は、平均距離に標準偏差を加えることによって決定される。一方、215例は、45°の対角線の下側に位置していた。これらの対象例について対角線に対する平均距離と標準偏差とは、それぞれ33.71画素(11.8mm)、28.57画素(10.0mm)であった。かくして、対角線の下側の下限は、平均距離に標準偏差の2倍を加えることによって決定される。45°の対角線の上側の対象例では、左半横隔膜は右半横隔膜よりも高いレベルを有することに注意が必要である。しかしながら、45°の対角線よりも下側にある対象例では、左半横隔膜のレベルは右半横隔膜のエッジのレベルよりも低い。

【0049】左半横隔膜の中央で左開始点を決定するために、20画素の幅を有する初期垂直ROIが左半横隔膜の中央に配置された。初期ROIの原点の水平座標(x)として、右および左の肺角度線と肺下端を通る水平線との交点が選択された。初期ROIの原点の垂直座標(y)は、右開始点の座標と同じ位置に決められた。図14(b)は、左半横隔膜の中央で初期ROIの上側および下側を選択する方法を図示している。初期ROIの上側レベルは原点から74画素上であった。一方、初期ROIの下側レベルは原点から128画素下であった。図14(a)において、上限より上の例では、本方法により選択された初期ROIは、左半横隔膜の領域に位置付けられるが、下限よりも下側に位置している例では、初期ROIは左下の肺領域に位置付けられることを

指摘する必要がある。いずれの場合においても、初期ROIは、所望の左半横隔膜エッジ中央（すなわち左半横隔膜のエッジを探索するための左開始点）を捕らえることはできなかった。

【0050】いったん初期ROIが決定されると、図15(a), (b)に示されるように、左半横隔膜上の初期垂直ROIから垂直プロファイルとその第1の導関数とが計算される。初期ROI内の第1の左開始点は、図15(b)に示される第1の導関数における第1の最小値の位置に規定される。図15(b)に示されるプロファイルの第1の導関数における第1、第2の最小値に対応して、当該プロファイルには、2つの主要なエッジが存在することに注意が必要である。プロファイル中で横隔膜のエッジでないエッジは、複雑な胃ガス構造または心臓のエッジであると考えられる。このような非横隔膜エッジのボタンが十分に強い場合、第1の導関数における第1の最小値は、非横隔膜エッジに対応している可能性が非常に大きい。したがって、左の半横隔膜のエッジを探索するガイドとして第1の左開始点のみを用いることは頼りない。初期ROIにおける非横隔膜エッジボタンの影響を評価するために、発明者等は、初期ROIから計算されたプロファイルの第1の導関数において、第1の最小値に対する第2の最小値の比を尺度として定義した。

【0051】図16(a)は、100例につき、定義された比と、第1の最小値に対する第2の最小値の相対的な位置との関係を示している。一方、図16(b)は、第1の最小値の絶対値と第2の最小値の絶対値との間の関係を示している。初期垂直ROIの配置と、定義された比に基づく第1の左開始点の正確さを評価するために7つのカテゴリーを使用可能であることが分かった。表1は、左半横隔膜領域の中央での初期ROI配置と、左半横隔膜エッジ探索のためのROI内部における第1の左開始点との分類に代わるROIの正/否と左開始点の正/否との分類に使用された7つのカテゴリーをまとめたものである。第1の左開始点は、ROIでの垂直プロファイルの第1の導関数の第1の最小値として定義される。

【0052】

【表1】

カテゴリー	比※	初期ROI位置	第1の左開始点※※
A1	≤ 0.55	正	正
A2	> 0.55	正	正
L	> 0.55	肺	誤
D	> 0.55	横隔膜	誤
C	> 0.55	正	誤(心臓のエッジ)
NG	> 0.55	正	誤(狭いエッジ)
LG	> 0.55	正	誤(広いエッジ)

【0053】※比は、左半横隔膜領域の中央での初期垂直ROIにおける垂直プロファイルの第1の導関数の、第1の最小値に対する第2の最小値の割合として定義される。

【0054】※※左半横隔膜のエッジを探索するための第1の左開始点。

【0055】カテゴリーA1の対象例については、左半横隔膜の中央での初期ROIの配置は適正である。更に、中央左半横隔膜エッジは、初期ROI中において支配的なエッジパターンである。第1の導関数における第1の最小値に対する第2の最小値の比は、一般に、予め選択された評価基準、例えば、図16(a)において点線で示されように、0.55と同じ値かそれよりも小さい値である。

【0056】言い換えると、これらの対象例では、左開始点の決定の際の胃ガスおよび心臓エッジの影響は存在しないか、少なくとも重要とされない。したがって、左半横隔膜のエッジ実体の探索のための唯一の左開始点として、第1の左開始点を用いるのは適切である。

【0057】左半横隔膜の中央での初期ROIの配置が適切であっても、カテゴリーA2、LG、NG、Cの例においては、比は、予め決められた評価基準(比>0.55)より大である。胃ガスの複雑な構造が初期ROIで主要な構造となっている例は、カテゴリーA2、L、G、NGに分類される。カテゴリーCの例では、心臓エッジの影響が左開始点の検出に強く影響していることを示している。言い換えると、これらのカテゴリーの例では、初期ROIにおける2つの主要なエッジパターンのうちのいずれかは、胃ガス構造が心臓エッジに起因する。したがって、左半横隔膜エッジを探索するための唯一の開始点として第1の左開始点のみを用いることは適切でない。したがって、第1の導関数において第2の最小値に対応する第2の開始点を考慮する必要がある。カテゴリーA2の例と、カテゴリーLGもしくはNGの例との相違点は、カテゴリーA2の例にとっては第1の左開始点は適正であって、一方、カテゴリーLGもしくはNGの例にとってはそれが適正でないという点である。カテゴリーLGは、左半横隔膜のエッジ上に非常に複雑かつ大きな胃のガスパターンを有するものを表す。

*【0058】カテゴリーNGは、左横隔膜のエッジに近い、比較的単純で狭い形の胃のガスを有する例を表している。

【0059】初期垂直ROIは、該初期ROIの配置が左半横隔膜の領域で下過ぎるか、左下肺領域で高すぎる場合には、所望の中央左半横隔膜エッジを捕らえられなかった。前者と後者の状況に対応して初期ROIが配置されている例は、それぞれカテゴリーDとカテゴリーLに分類される。初期ROIの画素値は、カテゴリーDまたはカテゴリーLの例については、比較的一様(すなわち、支配的なエッジパターンが無い)であるので、図16(a)に示されているように、比は、一般に大となるが、その一方で、図16(b)に示されているように、第1の導関数における第1と第2の最小値の絶対値はいずれも非常に小となる。

【0060】中央左半横隔膜エッジを再度捕らえるために、カテゴリーDおよびカテゴリーLでは、初期ROIは、上方または下方にそれぞれシフトされる。したがって、カテゴリーDとカテゴリーLとを区別するために、図17(a)、(b)、(c)に示されているような、右および左半横隔膜の中央に配置された初期ROIからヒストグラムが出力され、比較される。右中央の半横隔膜のエッジに重複して配置された初期ROIからのヒストグラム(図17(a))は、一般に2つの大きなピークを有している。これら2つのピークは、それぞれ、肺の下側領域と横隔膜の領域における画素値を表している。ヒストグラムの最も右側のピークは、ヒストグラムの第1のピークとして定義される。図17(b)、(c)において、カテゴリーDまたはカテゴリーLのヒストグラムは、それぞれ左半横隔膜の領域または左下の肺領域の位置する初期ROI内の画素値に対応する唯一のピークしか有さないことに注意が必要である。カテゴリーDおよびLは、図18に示されているように、右および左の半横隔膜の中央での初期ROIによるヒストグラムの第1のピークでの画素値を閾値(図18での斜線)と比較することにより分離され得ることがわかった。カテゴリーDおよびLの例は、初期ROIの適切なシフトおよび適正なカテゴリーD又はLの一体化の後、再度、A1、A2、C、NG、LGのカテゴリーに分類

され得る。

【0061】図19は、本発明の画像特徴解析法による、胸部画像で左半横隔膜のエッジを検出する方法のプロチャートを示している。ステップ1900では、左半横隔膜の中央での初期垂直ROIの配置は、図14(b)に示されているような“標準ルール”と同様に、画像の中で胸郭のエッジから得られた目印情報に基づいて決定される。ステップ1902では、初期ROIからの垂直プロフィールと第1の導関数が求められ、続いて、第1の最小値に対する第2の最小値の比が計算される。ステップ1904では、この比は、図16(a)に関しては、0.55と定められている閾値と比較される。比が閾値と同じか閾値よりも小さかった場合、ステップ1906においてその対象例は、カテゴリA1に分類され、ステップ1908において第1の開始点は、左半横隔膜エッジを更に探索するための唯一の左開始点として決定される。このようにしてカテゴリA1の例に対して、左半横隔膜エッジを検出する過程は、右半横隔膜のエッジを検出する過程と同様なものであり、したがって単純である。ステップ1904では、比が閾値よりも大きい場合、ステップ1910において、勾配、すなわち、ROIにおける垂直プロフィールの第1の導関数での第1、第2の最小値の絶対値が小さいか否かを調べるためにチェックされる。もし勾配が小さい、すなわち、第1の導関数での第1、第2の最小値の絶対値が、例えばそれぞれ、2.61、1.72よりも小さいとすると、ステップ1912では、この対象例はカテゴリDまたはLに属していると結論付けられる。図18について上で述べたようにヒストグラムのピークに閾値を適用することによって、中央左半横隔膜エッジを適切に再度捕らえるために、ステップ1914では、初期ROIをシフトさせるためにカテゴリDまたはLのどちらを適用するかが決定される。垂直方向の(画素数での)シフト量は、例えば、左の初期ROIの長さの3分の1である。左の初期ROIの長さは、 $202(74+128=202)$ 画素である。続いて、ステップ1904および1910が繰り返される。もしステップ1910において小さな勾配が検出されない場合、ステップ1916において対象例は、カテゴリA2、NG、LGまたはCに分類される。A2、NG、LGまたはCといったカテゴリでは、2つの左開始点は、左半横隔膜エッジを探索するための初期ROIから選択される。これら2つの左開始点は、初期ROIにおける垂直プロフィールの第1の導関数での第1、第2の最小値の位置に対応する。2つの左開始点によってステップ1918では二組の左半横隔膜エッジが検出される。さらに、後で詳細に述べるように、2組のうち正しい左半横隔膜のエッジの組を特定するステップ1920においては、2つの尺度に基づく特徴解析が適用される。

【0062】横隔膜のエッジを探索する手順は、右および左の半横隔膜で同様である。横隔膜のエッジの検出

は、常に特定の開始点から始まり、対応する探索範囲に限定される。中央線に近いこの探索範囲の終端は、横隔膜エッジ探索のための内側限界と称され、右および左の胸郭に近い探索範囲の終端は外側限界と称される。右および左の半横隔膜エッジの探索範囲に関する内側および外側の限界は、図12に図示されている。内側限界は、中央線と、対応する開始点との中間点に決定される。一方、右および左の外側限界は、それぞれ、右および左の最も低い胸郭エッジの水平位置から選択される。

【0063】横隔膜のエッジを探索するために、垂直方向の探索ROIが使用される。この探索ROIは、一般に開始点を決定するための初期ROIよりも短い。この探索ROIの幅は20画素である。隣接した横隔膜のエッジを検出するために、前に決定された横隔膜のエッジの垂直位置が次の探索ROIの中央として用いられる。これは、前の位置から水平方向に30画素シフトしている。次に再び、ROIから計算された垂直プロフィールの第1の導関数での最小値の位置によって、探索ROI内の横隔膜のエッジが検出される。垂直探索ROIの長さは、探索範囲の内側で60画素であり、探索範囲内の外側で100画素である。外側の探索範囲では、長い探索ROIが外側の範囲で横隔膜のエッジをとらえるためのROIとして必要とされた。なぜなら、横隔膜のマージンと探索ROIの垂直軸との間の角度は、探索ROIが胸郭のエッジ側にシフトするにつれて狭くなるからである。

【0064】図20～図23は、カテゴリCとLGの例についての右および左半横隔膜エッジの検出例を示している。どちらのカテゴリでも、2つの開始点に起因する2組の“左半横隔膜エッジ”が検出された。正しい左半横隔膜エッジは、プラス記号により印が付されている。両画像における丸印は、心臓エッジおよび胃ガス構造の影響のために、不正に検出された左半横隔膜エッジを示している。図19のステップ1920では、カテゴリA2、LG、NG、Cの例について二組の検出された左半横隔膜エッジのうち、正しいエッジを特定するために、2つのパラメータが尺度として用いられた。これら2つのパラメータは、対応する開始点からの検出されたエッジの各組に対する多項式フィットから得られる。第1のパラメータは、検出されたエッジの各組に対して線形フィット(1次の多項式フィッティング)を行って得られる直線の勾配である。心臓の境界に沿って検出されたエッジは、図21に示されているように、傾きの大きな直線になることが明らかである。左半横隔膜に沿ったエッジにフィッティングされた直線の勾配は、通常0.35よりも小さいことがわかった。

【0065】図24は、50枚の画像から、正しく検出された左半横隔膜エッジおよび不正に検出されたものについてフィッティングにより得られた直線の傾きの関係を示している。時計回りにA、B、C、Dの印が付され

33

た四つの領域は、図24において、0.35という勾配のカットオフ値を用いることで特定することができる。これらの例の大部分(50例中48例)は、領域AとD、すなわち正しい左半横隔膜エッジからの勾配が0.35よりも小さい領域に位置することに注意が必要である。領域AとCの例は、一組のエッジの勾配は、0.35よりも大きく、もう一組は、この評価基準よりも小さい。したがって、0.35よりも小さい勾配を持っているエッジの組が、所要の左半横隔膜エッジとして選択された。なぜなら、大きな勾配を持っているエッジの組は、心臓エッジのひとつである可能性が高いからである。しかしながら、領域BとDとでは、検出された両方のエッジの組の勾配が同時に小さいか大きい場合があり、これらの場合、二組の左半横隔膜のエッジが正しいか不正を区別するには、勾配を評価基準とすることは十分なことではない。したがって、左半横隔膜のエッジの正しい組を決定するために、領域BおよびDの例については、第2の尺度が必要であった。

【0066】図20及び図22に図示されているように、第2のパラメータは、検出されたエッジから、これらのエッジに3次のカーブフィッティングを行った結果のカーブへの垂直距離の標準偏差であった。図22では、検出された2組のいずれも、勾配は、0.35よりも小さかったが、胃ガスの構造を含むエッジの組は、大きな標準偏差を示す。胃ガスのボタンは形が不規則であるため、ガス構造の部分に広がっているエッジは、具合良く3次多項式にフィッティングできない。しかしながら、左半横隔膜の、マージン(すなわち正しい左半横隔膜のエッジの組)に沿って位置する検出されたエッジの組は、3次の多項式に好適にフィッティングすることができ、比較的小さい標準偏差を示す。

【0067】図25は、先の50例についての、正しい左半横隔膜エッジの組と、左半横隔膜エッジではないものの組との間の標準偏差の関係を示している。同図は、正しい左半横隔膜エッジの組は、左半横隔膜のエッジでないものよりも小さな標準偏差を有することを示している。図24において領域BおよびD内に存在する例は、図25では、円によって示されている。図25においては、一例を除く全ての例(27例中6例)は、対角線よりも上に位置することに注意が必要である。したがって、図24において領域BおよびD内の例については、標準偏差が小さい方のエッジの組が正しい左半横隔膜のエッジとして選ばれる。

【0068】図26は、取り除く2つの開始点による2つの検出されたエッジの組のうち、正しい左半横隔膜エッジの組の特定のために用いられる方法を示している。図26のステップ2400では、検出された左半横隔膜エッジの組から得られた勾配と標準偏差とが決定され、ステップ2402では、勾配は図24から得られた閾値、すなわち0.35と比較される。もし、いずれの勾配も閾値よ

34

りも共に大きい場合、ステップ2404では、標準偏差が小さい方が正しいエッジとして選択される。もし、ステップ2402において、両方が閾値よりも大きくも小さくもない場合、ステップ2406において、小さい勾配を持っている組が正しい左半横隔膜エッジの組として選択される。

【0069】検出された右および左半横隔膜エッジを、平滑曲線に別々にフィットさせるために三次の多項式が使用される。胸部画像で完全な肺の境界を得るために、胸郭のエッジの平滑曲線と、右および左肺の横隔膜のエッジの交点とは、胸部画像で対応する肋骨横隔膜角周りで決定される。交点を越えるこれらカバーの部分は、取り除かれる。

【0070】胸部画像における肺領域の完全な輪郭を取り出した例が図21および図23に示されている。研究に用いたデータベースの全例について、コンピュータ化された方法のみが右および左の半横隔膜のエッジの検出にあたり、それぞれ97%と90%の精度を達成することができた。正しく左半横隔膜のエッジを検出することが困難な場合の主な理由は、左半横隔膜の中央での初期ROIの配置が不適切であることと、非常に複雑な構造を有する大きな胃ガスの影響があることである。手短に言えば、図16においてカテゴリーLGに分類されるひとつの例は、およそ0.3の比を有している。データベースの全例の内約3%が、この問題を有していることが分かった。より小さい評価基準、例えば0.25を選択することによって、これらの例を改善することは可能である。しかしながら、これにより、本来カテゴリーA1に分類される多くの例がカテゴリーA2と見なされ、したがって、これらの例について左半横隔膜のエッジ検出の複雑さ、および計算時間が増加してしまう。

【0071】発明者等によって開発された、間質性浸潤の自動検出と特徴付けのためのコンピュータ化された方法の能力を、肺組織構造のフーリエ変換に基づき向上させるため、発明者等は、使用フィルムの勾配(グラディエント)およびレーザースキャナに関するシステムノイズの光学密度の依存性を研究した。

【0072】コンピュータ化された方法は、IBM社(イリノイ州シカゴ)製RISC/6000シリーズパワーステーション560を用いて開発され、結果はCRTモニタに表示され、ビデオプリンタ(モデルVP3500、セイコー社製、東京、日本)または、レーザプリンタ(KFDR-P、コニカ社製、東京、日本)を使ってプリントされた。使用されたデータベースは、200例の背腹胸部X線画像からなり、それらは、100例の正常例と100例の異常例とを含んでいる。全ての胸部X線画像は、Lanex Medium/OCスクリーンフィルムシステム(イーストマンコダック社製、ニューヨーク州ロチェスター)を使って、グリッド12:1、125kvの条件で撮影された。正常例は、経

35

験豊富な4人の胸部X線画像読影者の同意によって選ばれた。同時に、間質性浸潤を持つ異常例は臨床データに基づいて選択され、胸部X線画像で指示された。20の異常例に対しては、CT相関を用いることができ、18例が組織学的に疾患を有していることが確かめられた。

【0073】発明者らによってなされたコンピュータ化された間質性疾患の検出と特徴付けの研究において、胸部X線画像は、上記レーザースキャナを使用し、画素サイズを0.175mm、階調を10ビットとしてデジタル化し、“2000×2000”マトリクスのデジタル
10 画像が得られた。まず最初に、肺上端と横隔膜とを有する胸部の境界がプロファイルの解析によって決定される。続いて、非常に多数(300~500)の、“32×32”の行列サイズを有する関心領域(ROI)が、*

$$R = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv} \quad \dots (1)$$

$$M = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \sqrt{u^2 + v^2} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv} \quad \dots (2)$$

【0075】ここで、 $F(u, v)$ は、ROIでの背景補正がなされたフーリエ変換であり、 $V(u, v)$ は、人間の観察者による視覚系の応答である(Med. Phys. 15(3), pp.311-319, 1988)。視覚系の応答は、残留している補正されていない背景のような望ましくない成分を抑圧するバンドパスフィルターとして用いられる。この研究では、各ROIについて、平均光学密度に対して、組織尺度がプロットされ、光学密度依存性が調べられ
た。

【0076】分類の目的で、我々のデータベース内の正常な肺から得られた各組織尺度の平均と標準偏差とを用いて、2つの組織尺度は独立して正規化される。正規化された組織指標は、後で述べるように、疾患のパターンを区別するために使用される。更に、2つの正規化された組織尺度を組み合わせることによって組織指標が単一の全体指標として決定される。組織指標は、予め決められた閾値レベルに基づいて、個々のROIを正常または異常に分類するために使用される。孤立している異常なROIは、シャープなリブエッジを持っている可能性が高いので、これらの孤立した異常なROIは、後の解析から取り除かれる。我々の以前の研究結果によると、孤立したROIを取り除くことによって、正常例と異常例を区別する能力が向上する。

【0077】最後に、異常なROIは、正規化された組織尺度に基づいて、3つの異なったパターン、すなわち、小さな塊状、網状、網状の塊パターンに分類される。小さな塊状パターンは、正常な肺に較べて、大きなRMS変化と、高い周波数成分を持っており、網状パターンは低い周
※50

36

*隣接する肺領域において自動的に選択される。このROIの選択方法は、勾配重みづけエッジ配向ヒストグラム解析に基づいており(Med. Phys. 20, 975-982, 1993)、シャープなリブエッジを有する不要なROIを取り除くことができる。肺と胸部壁の肉眼解剖学的な構造によって引き起こされる不均一な背景傾向が、各ROIに対して二次元表面フィッティング技術を用いて補正される。最後にRMS変化値Rとパワースペクトルの第1のモーメントMとが、各ROIに対して次式(1)、(2)にて定義されているように、デジタル画像の二次元フーリエ変換によって決定される。

【0074】

【数1】

※波数成分を持っており、そのRMS変化は、正常な肺のものに較べて、僅かに大きく、網状の塊パターンは、正常な肺に較べて大きなRMS変化と低い周波数成分を持っていると一般に言われている。コンピュータを用いた解析の結果を図示するために、4つの異なった記号を用いる。“+”、四角、白丸、六角形であり、それぞれ正常、小さな塊状、網状、網状の塊パターンに対応している。それぞれの記号の3つの異なった大きさは、組織指標の大きさに比例する浸潤の程度を示したものである。

【0078】図27(a)、(b)は、光学密度のRMS変化とスペクトルの第1のモーメントに対する依存性をそれぞれ示している。いずれの組織尺度も画素を単位として計算された。簡単のために、全例のうち1%のみがプロットされている。100例についてのROIの合計は40,000にものぼるからである。異常例に対するRMS変化は、正常例のものに較べて僅かに大であった。一方、異常例のパワースペクトルの第1のモーメントは、正常なものに較べて僅かに低くなる傾向を示した。図27(a)で計算されたRMS変化は、光学密度に対して非常に強い依存性を示すことに注意が必要である。光学密度が大きくなればなるほどRMS変化も大きくなる。しかしながら、パワースペクトルの第1のモーメントには、明らかな光学密度依存性は無かった。したがって、光学密度のRMS変化依存性についてのみが研究された。

【0079】図28は、この研究で使用されたOCフィルムの勾配曲線を示している。この勾配曲線は、4つの独立した尺度から見積もられた“平均”特性から決定さ

37

れたものである。この勾配曲線は、様々な平均光学密度でのフィルムのコントラストの大きさを示している。このフィルムコントラストのために、フィルムに表れる肺組織の大きさは、低濃度では小さい勾配によって抑圧され、高い濃度ではおよそ2.5まで強調される。この影*

$$\text{RMS}(\Delta E/E_{av}) = \text{RMSp} / G \cdot C \cdot (\log e) \quad \dots (3)$$

ここで、RMSp、G、Cは、それぞれ、画素値を単位とするRMS変化、使用されたフィルムの勾配、レーザースキャナの特長曲線の勾配である。log eは、自然対数から底を10とする対数への変換ファクターである。この近似式は、 $\Delta E/E_{av}$ が小さい場合のみ（通常、それは間質性浸潤の例である）に使用することができる。実際、(3)式を用いて計算したRMS変化は、ROIの全ての画素での相対露出に変換された画素値から決定されたRMS変化と、2%以内で一致している。図29は、勾配補正後の正常及び異常例について相対露出を単位としたRMS変化に対する光学密度依存性を示している。画素値を単位としたRMS変化に対する光学密度の依存性（図27）がフィルムのグラデーションのみに影響されるとすれば、補正後の相対露出を単位とするRMS変化の分布は、光学密度には依存しないはずである。しかしながら、図29の結果は、比較的光学密度が高いか或いは低い領域でのRMS変化は、正常例および異常例とも、中間的な光学密度でのものよりも大きいことを示している。相対露出を単位とする肺の組織尺度は光学密度に依存しないことに注意を向けるべきである。したがって、図29で観察されたRMS変化の光学密度依存性は、X線画像の斑点、およびレーザースキャナ使用によるデジタル化に伴うノイズ成分によるものと考えられる。このノイズ成分は以下では、“システムノイズ”と呼ぶ。この考えに基づいて、発明者等は、フィルムの勾配を補正した後、システムノイズを補正することを試みた。まず最初に、全データの10%を用いて正常例に対するRMS変化の平均分布（実線）が求められた（図30）。更に残りうち10%のデータが調べられたが、もはや、RMS変化の平均分布に大きな違いは無かった。図30において実線で示されているように、平均分布は、光学密度が比較的低いかまたは高いところでは、中間的な光学密度のところに較べて、非常に大きかったことは明らかである。図31は、RMS変化の平均曲線の逆数によって決定されたシステムノイズの補正曲線を示している。RMS変化は、相対露出に関して正確に計測されたRMS変化が乗算される補正曲線を使用するために補正された。

【0081】図32は、システムノイズの影響が補正された後の正常例および異常例について、光学密度と、補正されたRMS変化との間の関係を示している。全データのうちのおよそ1%がグラフに示されているが、正常例、異常例ともに明らかな光学密度依存性は見られない。

38

* 響を補正するために、各ROIの全ての画素値は、RMS値の計算に先立って、相対露出($\Delta E/E$)に変換される必要がある。相対露出でのRMS値は、次式(3)の近似式を使って計算された。

【0080】

※【0082】高い光学密度に多くの偽陽性を有する正常なROIに、そのような正常例について肺組織のコンピュータ化された解析への効果を調べるために、補正技術が適用された。補正なしの場合は、結果として多くの偽陽性のROIを含んでいたが、勾配補正によって、大部分の偽陽性のROIは取り除かれた。更に、肺領域の上側と下側にある残りの偽陽性のROIの殆どは、システムノイズ補正によって取り除かれる。左肺において、異常なROIの数の割合は、補正無しの場合と、2つの補正を行った場合とでそれぞれ62%から10%と2%とに減少した。また、補正が行われなかった場合に、低い光学密度で多くの偽陽性ROIを持つ異常例についても、補正技術が適用された。緩く分散している間質性浸潤が存在したが、如何なる補正も行わない場合、平均光学密度が0.75である下側の隣接している肺領域には、わずかに数個の異常ROIが存在するのみであった。しかしながら、低い光学密度の領域で生じる偽陽性のROIの大部分は、勾配補正を行うことによって真陽性のROIに変わった。更に、1.0よりもやや大きい光学密度を有する残りの偽陽性のROIは、システムノイズ補正によって真陽性に変えられた。この中間的な光学密度で得られた改善結果については後述する。右肺における異常なROIの数の割合は、補正無しの場合と、2つの補正を行った場合とでそれぞれ29%、42%、53%であった。従ってこの結果は、コンピュータ化された解析の結果と読影者の解釈の間の対応とが、勾配補正とシステムノイズ補正を用いることにより改善されたことを示している。

【0083】補正なしの正常例のうち、1例当たりの異常なROIの平均数は、勾配補正とシステムノイズ補正とを用いることにより、およそ33%にまで減少した。すなわち、補正なしでは46の異常ROIがあり、勾配補正とシステムノイズ補正とを用いた場合、異常ROIは31になる。一方、補正なしの異常例の1例当たりの異常なROIの平均数と、勾配補正とシステムノイズ補正とを用いた場合の数は、それぞれ197と188であった。これらの結果は、これらの補正技術が“真陽性”の異常ROIの数に大きな変化を与えることなく偽陽性のROIを減少させることに対する効果を示している。最後に、コンピュータ化された装置の全体的な能力がレシーバーオペレーティング特性(Receiver operating characteristics; ROC)曲線を用いて評価された。ROC曲線を得るために、発明者等は、閾値評価基準のひとつを変化させた。すなわち、正常および異常な肺を全

体的に分類するために用いられる異常ROIの相対的な数である (Med. Phys. vol. 20 pp. 975-982 1993; supra参照)。図33は、補正なしの場合、勾配補正を行う場合、勾配補正およびシステムノイズ補正を行う場合のそれぞれについて得られたROC曲線を示している。補正なしの場合、勾配補正を行う場合、勾配補正およびシステムノイズ補正を行う場合における感度90%での特性値は、それぞれ81%、86%、89%であった。このようにして、図33に示された結果は、フーリエ解析技術に基づく間質性浸潤のコンピュータ解析において、勾配補正およびシステムノイズ補正の有効性を明確に示している。

【0084】上で述べたことから明らかなように、間質性疾患の検出と特徴付けのためのコンピュータ化された我々の装置の能力を向上させるために、発明者等は、光学密度のRMS変化依存性を研究した。我々の研究の初期の段階において、勾配補正が試みられたにも関わらず (Med. Phys., vol. 15(3), 311-319 1988, supra)、その当時は、明らかで有用な効果は認められなかった。これは恐らく、補正に使用されたH&D曲線が2つの異なったタイプのフィルムの平均から得られたものであったためである。一方、今回の研究では、一種類の特定のフィルム(OCフィルム)のみが使用されている。厳密に言えば、画素値から相対露出への変換は、臨床で用いられるX線画像と同じ処理条件におけるレーザースキャナの特
性曲線およびH&D曲線に基づいていなければならない。しかしながら、各胸部X線画像毎に決定されたH&D曲線を使用することは、ここでは目下のところ現実的ではない。しかし、個々のX線画像に基づく、フィルム勾配の影響補正の効果は、コンピュータ化された装置の全体的な能力を向上させるものと思われる。

【0085】コンピュータ化された装置の能力は、勾配補正によって特性値で5%向上した。勾配補正の利点には、高光学密度での偽陽性ROIの数と低光学密度での偽陰性ROIの数とを減少させるということが含まれている。一方、高光学密度での真陽性ROIの数と低い光学密度での真陰性ROIの数を減少させてしまうという欠点がある。改善された正常例(12例)の全ては、高光学密度(およそODは2.0である)での異常ROIの数の減少によることがわかった。一方、補正を行わなかった7つの真陰性の例は、低光学密度での異常ROIの数の増加により、偽陽性になってしまった。

【0086】勾配補正を行った後の光学密度のRMS変化依存性はシステムノイズに帰属させることができる。図31に示されているように、システムノイズは、中間的な光学密度(ODが1.2~1.8)に比べて、低いまたは高い光学密度のどちらにおいても大きなRMS変化を与える。このシステムノイズは、レーザースキャナとスクリーンフィルムシステムに関係したいくつかのノイズ源の組み合わせによると考えることができる。(1)

高光学密度での低い信号対雑音比(S/N比)によるレーザースキャナの電気ノイズの増加、(2) 高光学密度でのフィルムの粒子性の増加、(3) 低光学密度での量子ムラの増加、(4) 低光学密度でのレーザースキャナの量子化ノイズの増加、(5) 非常に低光学密度での干渉によるアーチファクト(モアレパタン)などがそれらのノイズに含まれている。システムノイズの存在を確かめるために、同じスクリーンシステム(Lanex medium/OCシステム)を使って、120KVpの露光で異なったレベルで均一に照射された異なった光学密度のフィルムサンプルが用意された。フィルムサンプルはデジタル化され、肺の組織を含まない(胸部画像ではない)これらのフィルムのRMS変化が計算された。相対露光を単位とするフィルムサンプルのRMS変化は、図30に示されている傾向と同様に、低光学密度、又は高光学密度において大きなRMS変化を示した。しかしながら、ノイズフィルムサンプルのRMS変化は、臨床的な(肺組織とシステムノイズを含んでいる)胸部X線画像によって計算されたものよりわずかに小さかった。ノイズフィルムサンプルを使ったこの結果は、胸部X線画像から得られた結果に一致していることが分かった。

【0087】システムノイズ補正は、勾配補正に較べて、特性値を3%さらに向上させた。性能改善の理由のひとつは、低光学密度における偽陽性ROIの数が減ったことにある。別の理由は、勾配補正のみの場合で得られる結果に較べて、中間的な光学密度(1.1~1.9)での異常ROIの数が増えたためと思われる。中間的な光学密度(1.2~1.7)を持っている異常な例のひとつで、この異常例は、肋骨横隔膜角の領域を除いて、相対的に、間質性浸潤を示していると解釈される。左肺にあるROIの全数に対する異常ROIの数の比は、補正なしの場合、勾配補正を行った場合、勾配補正およびシステムノイズ補正を行った場合について、それぞれ24%、19%、41%であった。肋骨横隔膜角の領域(ODが2.0)に存在する偽陽性のROIの数は、勾配補正を行うことによって減少した。したがって、コンピュータ出力と読影者の解釈との間の対応は、システムノイズ補正をフィルムの勾配補正とともに用いることによって大きく改善された。

【0088】他方、勾配補正を行った4つの真陰性の例は、中間的な光学密度にて異常ROIが増加したことにより偽陽性になってしまった。システムノイズ補正における中間的な光学密度での異常ROIの増加理由は、研究対象のデータベースの全ての正常例から得られたRMS変化の平均値が変わったことに関係している。システムノイズ補正は、中間的な光学密度よりも、低光学密度或いは高光学密度の方がRMS変化をより減少させるため、勾配補正とシステムノイズ補正を行った100の正常例から求められる平均RMS変化は減少した。このようにして、異常例に対する個々のROIのRMS変化

4 1

と正常例の平均RMS変化との間の区別は、補正が十分に行われない濃度、すなわち、中間的な光学密度にて改善された。

【0089】パワースペクトルの第1のモーメントに対するシステムノイズ補正は、RMS変化に対して用いられたものと同じ方法を用いて試みられたが、コンピュータ化された装置の能力は、改善されなかった。これは、パワースペクトルの第1のモーメントが、RMS変化に較べて、システムノイズによって受ける影響が少ないためである。

【0090】仮に勾配補正、そして勾配補正およびシステムノイズ補正がなされるとしても、6個の正常例および7個の異常例は、それぞれ、偽陽性および偽陰性として残る。一方、偽陰性と分類された異常例は、他の例に較べて低いコントラストを示す傾向があった。実際、7つの偽陰性例のうち5つが肺に重なった大きな胸の影を含んでいた。偽陽性と偽陰性が生じる正確な原因は分かっていないが、偽陰性が生じる理由のひとつは、柔らかい組織による大きな散乱に関連しているように思われる。したがって、肺組織のコンピュータ化された解析について散乱の効果がさらに検討すべき点として残っている。

【0091】まとめると、デジタル胸部X線画像での肺組織の解析について、RMS変化とパワースペクトルの第1のモーメントの両方に対する光学密度の依存性が検討された。画素値を単位とするRMS変化は、ROIの平均光学密度へ強い依存性を示した。一方、パワースペクトルの第1のモーメントに対しては明確な依存性を示さなかった。フィルム勾配とシステムノイズの影響に対する補正は、間質性浸潤の検出のためのコンピュータ化された装置の能力を改善するのに有効である。感度(90%)を損なうことなく、特性値は81%から89%に向上した。

【0092】上で述べたように、発明者等は、フィルタリング技術に基づいた幾何学的パターン特徴解析と同様に、フーリエ変換に基づく組織解析を行うことによって、デジタル胸部X線画像で間質性疾患の検出と特徴付けを行うためのコンピュータ化された装置を開発してきた。組織解析にあたって、肺パタンのRMS変化とパワースペクトルの第1のモーメントは、組織指標として決定される。幾何学的パターン特徴解析では、小さくまとまっている不透明部分の全面積と、線状の不透明部分の全長が幾何学的パタンの尺度として決定される。組織尺度は、肺組織の全体的な特徴を表すことができ、以前に報告されているように(Med. Phys. 16, 38-44(1989)参照)、正常な肺と間質性疾患を持っている異常な肺を区別するにあたって非常に有用であった。他方、幾何学的パタンの尺度は、個々の不透明部分の形と大きさに関連した特徴を表す指標になる。したがって、組織尺度と幾何学的パターン尺度との組み合わせは、正常な肺と間質性

4 2

疾患を持っている異常な肺との区別を改善する可能性を有する。

【0093】発明者等は、ルールベース法を使った組織解析に基づいた分類能力について以前に報告を行った(Med. Phys. 16, 38-44(1989), supra参照)。これは、閾値よりも大きな組織尺度を持つ関心領域(ROI)の数を使用している。人工ニューラルネットワーク(Artificial Neural Networks; ANNs)は、近年多くの領域で強力な分類ツールとして使用されてきている。(番号 08/05 3,345; Radiology, 177, 857-860(1990); Invest. Radio 1., 25, 1012-1016(1990); Med. Phys. 19, 555-560, 1992; Radiology 187, 81-87(1993)参照)。

【0094】以下に述べるように、本発明は、ルールベース法にANN法を加え、組織尺度と幾何学的パタンの尺度を組み合わせた解析を用いて、正常な肺と間質性疾患を持っている異常な肺を区別するための自動化された分類装置を含んでいる。さらに、発明者等は、ルールベース法単独、ANN法単独、ルールベース法にANN法を加えた場合の分類能力を比較した。それについても以下に述べる。

【0095】さらに、分類方法を確立するために、OCフィルムとLanexaミディアムスクリーン(イーストマンコダック社製、ロチェスター、ニューヨーク)に露光された200例の従来の背腹(PA)胸部X線画像からなるデータベースを作成した。このデータベースは、100例の正常な肺と100例の間質性疾患を持っている異常な肺を含んでいる。正常例は、4人の経験豊富な胸部X線画像読影者によって、明らかにX線画像が正常であって、臨床的に見て疑わしい心肺疾患がないと臨床データが示しているもののなかから選択された。軽微なものから重篤なものまでを含む間質性疾患を持っている異常例は、X線診断の所見と臨床データ、胸部X線画像読影者による判断に基づいて選択された。データベース中の全ての胸部X線画像は、画素サイズを0.175mmとし、1024階調でレーザースキャナによって量子化された。

【0096】組織解析の全体像について以下に述べる。“32×32”のマトリクスサイズを持つおよそ200から500のROIが、各胸部画像について肺隣接領域の中で自動的に選択される(Med. Phys. 20, 975-982(1993)参照)。各ROIでの不均一な背景の傾向は、下にある肺組織のパターンを明らかにするために補正される。次に肺組織のパワースペクトルがフーリエ変換から求められ、人間の観察者の視覚系応答によってフィルタリングされる。最後に、相対露出を単位とするRMS変化Rとパワースペクトルの第1のモーメントMとが、それぞれ肺組織の大きさおよび粗さに対応する組織尺度として決定される。このRとMは、次式(4)、(5)のように定義される。

【0097】

【数2】

$$M = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \sqrt{u^2 + v^2} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv} \dots (4)$$

$$R = \frac{1}{G \cdot C \cdot (\log_{10} e)} \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv} \dots (5)$$

【0098】ここでG、C、V(u, v)、F(u, v)は、それぞれ、使用フィルムの勾配（グラデーション）、レーザースキャナの特性曲線の傾き、人間の観察者の視覚系応答、肺組織のフーリエ変換に対応している。log eは、自然対数から常用対数への変換ファクターである。我々のデータベースに含まれる正常および異常な肺について得られた2つの組織尺度の分布が図34(a)に示されている。簡単のために、全データのうち5%のみがプロットされている。というのは、100の正常例と100の異常例でROIの全数は75,000のものぼるからである。

【0099】幾何学的パターン特徴解析において、“128×128”のマトリクスサイズを持つおよそ40のROIが、肺の隣接領域中で自動的に選択される。胸部画像において間質性浸潤は、基本的に小さな塊、または線状の不透明部分で構成されていることが知られている。したがって、間質性浸潤の小さな塊状又は線状の不透明部分は、2つの処理画像から独立して特定される。2つの処理画像のうちのひとつは、多値閾値分類技術を用いることによって、またもう一つは線強調フィルターを使用することによって得られる。最後に、各ROIで、小さな塊状の不透明部分の全面積Aと線状の不透明部分Lの全長Lとが幾何学的パタンの尺度として決定される。正常および異常な肺に対する2つの幾何学的パタンの分布が図34(b)に示されている。簡単のために、全データのおよそ50%のみがプロットされている。

【0100】一般に、平均と標準偏差に基づく尺度の正規化は、異なったタイプの尺度を定量的に評価する際に有用である。したがって、続くコンピュータ化された分類のために、与えられた胸部X線画像から得られた組織尺度と幾何学的パタンの尺度は、データベースに含まれているこれらの尺度の平均と標準偏差によって次式(6)～(9)に示すように正規化される。

$$RN = (R - Rav) / \sigma R \dots (6)$$

$$MN = (M - Mav) / \sigma M \dots (7)$$

$$AN = (A - Aav) / \sigma A \dots (8)$$

$$LN = (L - Lav) / \sigma L \dots (9)$$

ここで、RN、MN、AN、LNは、それぞれ、正規化されたRMS変化、正規化されたパワースペクトルの第1のモーメント、小さな塊状の不透明部分の正規化され

*た全面積、線状の不透明部分の正規化された全長である。Rav、Mav、Aav、Lavは、正常な肺に対するこれらの尺度平均値であり、σR、σM、σA、σLは、正常な肺に対するこれらの尺度の標準偏差である。

【0102】データベース内の正常及び異常な肺に対する正規化された組織尺度の分布が図35(a)に示されている。正常な肺についての分布は、原点周辺に集まっている。一方、異常な肺についての分布は、左上にシフトしている。しかしながら、2つの分布は、かなり重複している。なぜなら、異常な肺での肺組織は、間質性浸潤が配全体に広がらない限り、いくらかの正常な領域を含んでいるからである。

【0103】正常及び異常な肺に対する正規化された幾何学的パターン尺度の分布が図35(b)に示されている。正常な肺に対する分布は、先と同様に原点周辺に集まっているが、一方、異常な肺についての分布は、右上にシフトしている。また2つの分布は、かなり重複している。これら重複は、これら分布のみに基づく分類法が、正常な肺と間質性疾患を持っている異常な肺とを区別する際には全く効果的でないことを示している。

【0104】図35(a)、(b)に示されているように、異常な肺についての正規化された組織と幾何学的パタンの尺度は、広く分布している。しかしながら、小さな塊状、網状や網状の塊パタンのような間質性浸潤の典型的な異常パタンは、明確な特徴で見分けることができる。組織解析において、小さな塊状のパタンは、低いパワースペクトルの第1のモーメントを持っており、網状のパタンは、大きなRMS値を持っており、網状の塊パタンは、大きなRMS値と低いパワースペクトルの第1のモーメントを持っている。幾何学的パタンの特徴解析において、小さい塊状のパタンでは、小さな塊状の不透明部分の全面積が大きく、網状のパタンでは、線状の不透明部分の全長が大きく、網状の塊パタンでは、小さな塊状の不透明部分の全面積が大きくかつ線状の不透明部分の全長が大きい。したがって、コンピュータ化された分類を用いるために、単一組織指標Tおよび単一幾何学的パターン指標Gが、2つの正規化された組織尺度と2つの正規化された幾何学的尺度からそれぞれ決定される。

【0105】単一組織指標(図36)は次式(10)～

45

46

(13) に示すように定義される。

【0106】

$$T = R_N$$

*【数3】

*

$$(M_N > 0 \text{ かつ } R_N > 0) \cdots 00$$

$$T = \sqrt{M_N^2 + R_N^2}$$

$$(M_N < 0 \text{ かつ } R_N > 0) \cdots 01$$

$$T = -M_N$$

$$(M_N < 0 \text{ かつ } R_N < 0) \cdots 02$$

$$T = -(\text{Min}(M_N, |R_N|))$$

$$(M_N \geq 0 \text{ かつ } R_N \leq 0) \cdots 03$$

【0107】単一幾何学的パタン指標は次式(14)～10※【0108】

(17) に示すように定義される。

※

【数4】

$$G = L_N$$

$$(A_N < 0 \text{ かつ } L_N > 0) \cdots 04$$

$$G = \sqrt{A_N^2 + L_N^2}$$

$$(A_N > 0 \text{ かつ } L_N > 0) \cdots 05$$

$$G = A_N$$

$$(A_N > 0 \text{ かつ } L_N < 0) \cdots 06$$

$$G = \text{Max}(A_N, L_N)$$

$$(A_N \leq 0 \text{ かつ } L_N \leq 0) \cdots 07$$

【0109】図36に示されているように、これらの単一組織指標および単一幾何学的パタン指標は、基本的には、正常な肺に対する平均値からの距離に対応している。ルールベース法単独、ANN法単独、ルールベース法+ANN法による分類では、単一組織指標及び/又は単一幾何学的パタン指標が適用される。

【0110】ルールベース法については、閾値よりも大きい単一指標を含み、異常の疑いがあるROIの数が決定される。次に、胸部画像で選択された全てのROIの数に対する異常ROIの数の比が閾値よりも大きければ、その胸部画像は、間質性疾患を持っている異常なものと分類される。組織尺度または幾何学的パタンの尺度が使用されるルールベース法においては、組織指標または幾何学的パタン指標は、単一指標として使用される。組織尺度と幾何学的パタン尺度との組み合わせが使用されるルールベース法においては、異常な肺は、論理OR演算により分類される。すなわち、もし、胸部画像が組織尺度または幾何学的パタン尺度のどちらかで異常と分類され得ることがあれば、胸部画像は、最終的に異常に分類される。

【0111】発明者等は、また、正常な肺と間質性疾患を持っている異常な肺を分類するための人工ニューラルネットワーク(ANN)を使用した。実際には、バックプロパゲーションアルゴリズム(Simon Haykin著“ニューラルネットワーク概論”McMillan College Publishing Co. 1994参照)を用いた3層の正帰還ネットワークが使用された。このANNの構造は、3つの隠しユニットと分類の結果を表示(0=正常、1=異常)するひとつの出力ユニットを含んでいる。ANNへの入力データは、単一組織指標のヒストグラムかまたは、幾何学的パタン指標のヒストグラムから選択される。組織指標を用いるANNでは、単一組織指標のヒストグラムは、図3★50

★7に示されているように各胸部画像に対して決定される。次に、図36でX1～X5で表されているANNへの5つの入力値がヒストグラムの上側からそれぞれ10、30、50、70、90%の位置の単一組織指標から選択される。幾何学的パタン尺度を用いるANNについては、同様にして、5つの単一幾何学的パタン指標がANNへの入力データとして選択される。さらに、組織尺度と幾何学的パタン尺度の組み合わせを使用するANNでは、4つの単一組織指標(ヒストグラムの上側20、40、60、80%)と3つの単一幾何学的パタン指標(上側20、50、80%)がANNへの入力として選択される。

【0112】ルールベース法にANN法を加えた分類方法の全体は図38に示されている。まずステップ3600では、ステップ3602における“明らかに正常な肺”の特定、そしてステップ3606における“明らかに異常な肺”の特定するために、ルールベース法が実行される。次に、ステップ3606では、ルールベース法によって明らかな例と分類された残りの胸部画像をステップ3608で分類するためにANNが適用される。

【0113】組織尺度と胸部画像パタンの尺度に基づいているルールベース法にANN法を加えた方法については、胸部画像におけるROIの総数に対する異常ROIの数の比が、学習用データセットの全ての異常例から得ることができる最小の“異常”比以下であれば、胸部画像は、“明らかに”正常であると分類される。しかし、この比が、学習用データセットの全ての正常例から得ることができる最大の“正常”比以上であれば、胸部画像は、“明らかに”異常であると分類される。明らかな例を分類するために使用される最小と最大の比は、この後議論するように、学習用のデータセットから決定される。

47

【0114】組織尺度と胸部画像パターン尺度の解析の組み合わせを用いるルールベース法+ANN法では、明らかな例は、論理AND演算によって特定される。すなわち組織尺度と幾何学的パターン尺度の両方を用いる初期のルールベース法によって胸部画像を明らかに正常と分類されれば、胸部画像は、明らかに正常であると分類される。明らかに異常な例も同様にして分類される。

【0115】種々の方法の分類能力を比較するために、100の正常例と間質性疾患を持つ100の異常例を含むデータベースが、乱数を用いて2つのグループに分割された。一方は学習用データセットであり、50の正常例と50の異常例を含んでいる。他方は、テスト用データセットであり、これも50の正常例と50の異常例を含んでいる。10組の異なる学習及びテスト用のデータが準備された。

【0116】ルールベース法の分類に対しては、組織及び/又は幾何学的パターン指標は、与えられた学習データセットに対して、最良の分類能力が得られるように決定された。ルールベース法+ANN法では、異常例の全てについて、ROIの全数に対する異常なROIの数の最小の比と、全ての正常例に対する異常なROIの最大比もまた学習用データセットから得られる。ANNの内部パラメータは、学習用データセットでの100回以上の学習の繰り返しから決定された。

【0117】分類能力は、ROC解析によって評価された(Invest. Radio 1.21,720-733(1986) 参照)。ルールベース法を用いた分類に対して、ROC曲線は、ROIの総数に対する異常ROIの数の比で表した閾値レベルを変えることによって得られる。ANN法を用いた分類に対しては、ROC曲線は、ANN出力で表した閾値レベルを変化させることによって得られる。最後に、それぞれの方法についての平均分類能力が、10組の異なる学習ないしテスト用データセットの使用によって決定される。ROC曲線間の統計的有意差は、各テストデータセットのAZ値(ROC曲線下の面積)に添付され*

	組織尺度	幾何学的パターン尺度	組合せ
ルールベース法	0.873	0.826	0.893
ANN法	0.890	0.848	0.917
ルールベース法+ANN法	0.894	0.853	0.926

【0121】組織尺度を用いた場合に得られる感度が幾何学的パターン尺度を用いたものよりも高い感度を示しているにも関わらず、組み合わせの解析方法は、全ての分類方法において別々の解析方法に較べて改善された感度を示すことができる。これらの結果は、組織解析と幾何学的特徴解析とは互いに補い合うことが可能であることを示している。組織と幾何学的パターン尺度の組み合わせを用いたルールベース+ANN法の分類は、最高の能力を示していることに注意が必要である。

48

*た2組の試験を行うことによって決定される。

【0118】図39～図41は、ルールベース法単独、ANN法単独、ルールベース+ANN法とともに組織尺度を用いる分類法のために得られたROC曲線を示している。ルールベース+ANN法の0.958というAZ値は、ルールベース法単独($p < 0.05$)の0.947、そしてANN法単独($p < 0.20$)の0.957よりも大きい。幾何学的パターンに基づいた様々な分類方法から得られたROC曲線が図40に示されている。ルールベース+ANN法の0.943というAZ値は、ルールベース法単独($p < 0.05$)の0.937、そしてANN法単独($p < 0.50$)の0.941よりも大きい。さらに、組織尺度と幾何学的パターン尺度を組み合わせた解析のROC曲線が図41に示されている。ルールベース+ANN法の0.966というAZ値は、ルールベース法単独($p < 0.05$)の0.959、そしてANN法単独($p < 0.10$)の0.965よりも大きい。ルールベース+ANN法は、単独のルールベース法或いはANN法よりも常に改善された分類能力を示し、ANN法単独で得られる分類能力は、ルールベース法単独で得られるものより高いことに注意が必要である。これらの結果は、明らかな(簡単な)例がルールベース法によって最初に除かれ、残りの不明確な(難しい)例のみがANN法によって分類されれば、分類の全体的な能力が向上することを示している。これはおそらく、ANNの学習の際に簡単な例を含んでいる全ての例よりも、難しい例のみがより効果的であるために、改善された能力を与えるためであろう。

【0119】表2は、正常な肺と、間質性疾患を持っている異常な肺を区別する様々な分類装置の、特性値0.900における感度によって表された分類能力をまとめたものである。

【0120】

【表2】

※【0122】組織と幾何学的パターン尺度の組み合わせの解析がルールベース法を使った分類に使用される場合、他の論理演算を適用することができる。

【0123】発明者等は、ルールベース法単独については、論理的AND演算を用いることを試みた。すなわち、胸部画像が、組織尺度と幾何学的パターン尺度の両方を用いたルールベース法によって異常と分類することができれば、胸部画像は、異常と分類される。ROC曲線から得られたAZ値は、0.947であり、特性値0.

900での感度は9.858であった。この結果は、ルールベース法単独における、尺度の組み合わせ解析に対する論理AND演算は、分類能力を改善させることができない、ということを意味している。幾何学的パタン尺度から得られる感度は組織尺度から得られたものよりかなり低いからである。

【0124】さらに、発明者等は、ルールベース+ANN法にて明らかな例の分類に対する論理OR演算について検討した。胸部画像が、組織尺度と幾何学的パタン尺度のどちらかを用了ルールベース法によって明らかに正常と分類することができれば、胸部画像は、明らかに正常と分類される。肺は、論理OR演算によって明らかに異常とも分類される。AZ値は、0.954であり、感度は、0.97であった。この結果は、明らかな例を特定するための論理OR演算は、ルールベース法にANN法を加えた全体の分類能力を向上させないということを示している。これは、全体の分類能力が、ルールベース法における論理OR演算のために、誤って明らかな例として分類されてしまういくつかの偽陽性と偽陰性によって影響を受けてしまうことが原因である。したがって、ルールベース+ANN法が使用された場合には、最初のルールベース法において、注意深く、正しく明らかな例を特定し残りの難しい例をANN法を使って分類することが非常に重要である。なお本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。

【0125】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、デジタル化された胸部X線画像において胸郭の正確な境界の自動検出のための新規で改良された方法を提供できる。また、画像特徴解析と、胸郭のエッジ検出から得られた目印情報とに基づいて、デジタル化された胸部X線画像における右および左半横隔膜の自動検出のための新規で改良された方法を提供できる。さらに、組織尺度におけるスクリーニフィルムシステムおよびレーザースキャナーに関するノイズ成分の影響を低減する方法を提供できる。さらにまた、真陽性の検出感度を損なうことなく、偽陽性の検出を低減することが可能な間質性疾患の自動検出および分類のための優れた方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】画像の中で、負の傾きを有する線（左から始まる）がゼロと交わる位置で選ばれた肺の上端と考えられる第1、第2の候補を持つ胸部X線画像の中央上部の領域において画像幅の2分の1から得られた垂直プロファイルとその第1の導関数を示す図。

【図2】プロファイルに沿った画素値の標準偏差と最大差の計算に用いられ、正しい肺の上端、肺の内部、首の領域内に対応する3つの候補の位置における水平プロファイルの比較を示したグラフ。

【図3】肺の上端の第1、第2の候補の位置での水平方

向のプロファイルに沿った画素値の標準偏差と最大差との間の関係を示したグラフ。

【図4】肺内部と首領域における候補の相互相関値の比較を示したグラフ。

【図5】胸部X線画像で肺の上端の位置を検出するために自動化されたコンピュータ装置の動作を示すフローチャート。

【図6】右肺の中央において画像の幅の12分の1から得られた垂直方向のプロファイルと、その第1の導関数を示すグラフ。

【図7】肺の上側5分の1の垂直レベルにおける水平方向のプロファイルと、第2の導関数を示すグラフ。

【図8】肺の角度線、開始点、肺の上端のエッジと胸郭のエッジを探索するための探索領域を含む目印情報と肺領域のその他の目印情報を示す図。

【図9】100例の胸部X線画像から得られた右肺の角度Arと、左肺の角度Alの分布を示す図。

【図10】2つの探索ROIにおける2つのプロファイルと、その第2の導関数を示すグラフ。

【図11】探索ROI（20画像）のプロファイルの第2の導関数における第1、第2の最小ピーク値の間の関係を示したグラフ。

【図12】右および左半横隔膜エッジ検出のための初期垂直ROI、開始点および探索範囲の位置、胸郭のエッジ検出から得られた胸部X線画像の他の目印情報等を示す図。

【図13】右の半横隔膜中央にある垂直方向のプロファイルと、初期垂直ROIから計算されたその第1の導関数を示すグラフ。

【図14】右および左半横隔膜中央から画像の底までの距離と、検出された右半横隔膜エッジ中央に基づいた左半横隔膜中央の初期垂直ROIの上側と下側のレベルで選択されたものを示しているグラフ。

【図15】左半横隔膜中央の垂直方向のプロファイルと、初期垂直ROIから計算された第1の導関数を示すグラフ。

【図16】左半横隔膜中央の初期垂直ROIから得られたプロファイルの第1の導関数において第1の最小値に対する第2の最小値の割合で示される比、第1の最小値に対する第2の最小値の相対的な位置関係、第2の最小値と第1の最小値の絶対値の関係を示したグラフ。

【図17】右半横隔膜中央の初期垂直ROIと、肺の左下側の領域内に位置する初期垂直ROI（カテゴリーLのケース）と、左半横隔膜領域の初期垂直ROI（カテゴリーDのケース）のヒストグラムを示すグラフ。

【図18】右半横隔膜中央の初期垂直ROIのヒストグラムの第1のピークでの画素値と胸部X線画像（肺の左下側の領域（カテゴリーL）または左半横隔膜の領域（カテゴリーD））の左側の初期垂直ROIのヒストグラムの第1のピークでの画素値との関係を示したグラ

フ。

【図19】本発明による左半横隔膜エッジ決定のためのコンピュータ化された方法を示すフローチャート。

【図20】カテゴリCの場合における左半横隔膜のエッジ検出例を示すX線写真。

【図21】カテゴリCの場合における左半横隔膜の全ての輪郭を抽出した場合を示すX線写真。

【図22】カテゴリA2、LGおよびNGの場合の左半横隔膜のエッジ検出例を示すX線写真。

【図23】カテゴリA2、LGおよびNGの場合の左半横隔膜の全ての輪郭を抽出した場合を示すX線写真。

【図24】検出された左半横隔膜のエッジの正しいものと不正なものとの組の全体の傾きの関係を示す図。

【図25】検出された左半横隔膜のエッジの正しいものと不正なものとの組の標準偏差の関係を示す図。

【図26】検出された2組の左半横隔膜のエッジのうちの正しい1組の半横隔膜エッジを特定するために使用される方法を示すフローチャート。

【図27】RMSの変化と、画素値で計算されたパワースペクトルの第1のモーメントの光学密度依存性を示すグラフ。

【図28】OCフィルムの勾配曲線を示すグラフ。

【図29】相対露出におけるRMS変化の光学密度依存性を示すグラフ。

【図30】相対露出における正常例のRMS変化の光学密度依存性を示したグラフ。

【図31】システムノイズに対する補正曲線を示したグ

ラフ。

【図32】相対露出におけるRMS変化の光学密度依存性を示したグラフ。

【図33】いかなる補正も行っていない場合（点線）と勾配補正を行った場合（破線）と勾配補正とシステム補正を行った場合（実線）のROC曲線を比較したグラフ。

【図34】発明者等のデータベース中の100例の正常な肺と100例の間質性疾患を有する異常な肺から得られた組織尺度と、幾何学的パタン尺度の分布を示したグラフ。

【図35】データベース内の正常及び異常な肺に対する正規化された組織尺度の分布を示す図。

【図36】組織指標（左）と幾何学的パタン指標（右）の定義を示す図。

【図37】間質性浸潤を有する胸部X線画像から得られた組織指標のヒストグラムを示すグラフ。

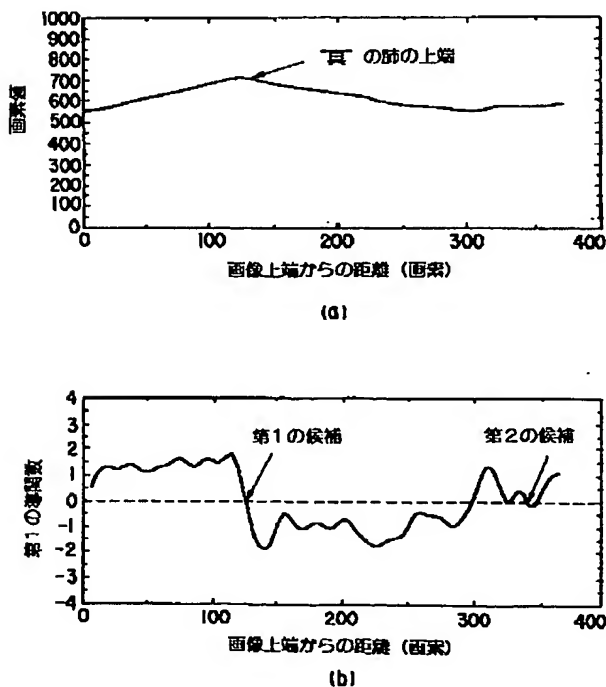
【図38】本発明によるルールベース+ANN法の全体を示すフローチャート図。

【図39】組織尺度、幾何学的パタン尺度、組織尺度および幾何学的パタン尺度の組み合わせを用いた種々の分類方法から得られたROC曲線を示す図。

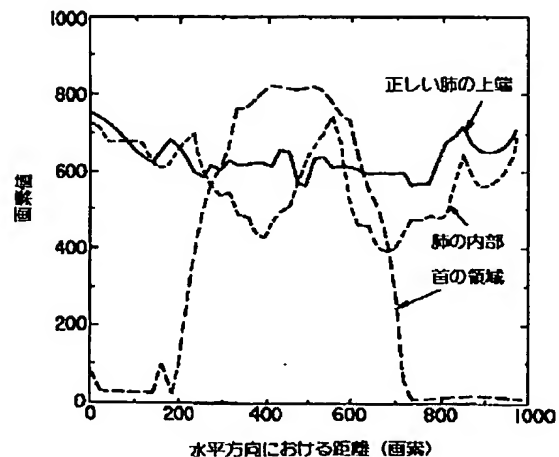
【図40】幾何学的パタンに基づいた様々な分類方法から得られたROC曲線を示す図。

【図41】組織尺度と幾何学的パタン尺度を組み合わせたROC曲線を示す図。

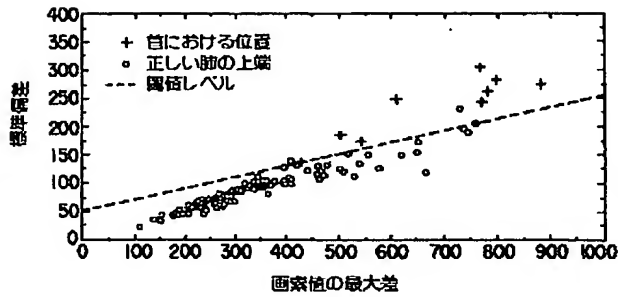
【図1】



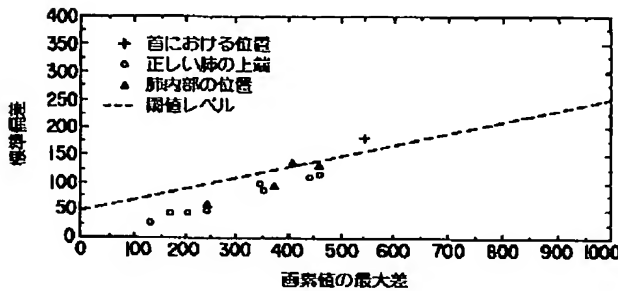
【図2】



【図3】

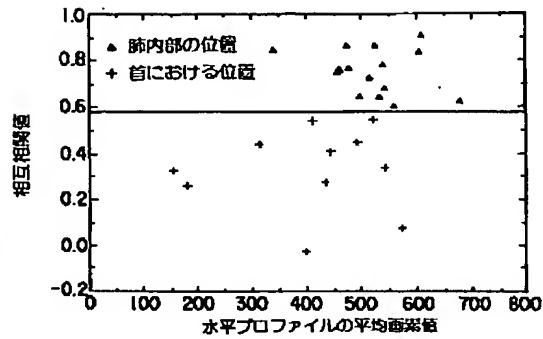


(a)

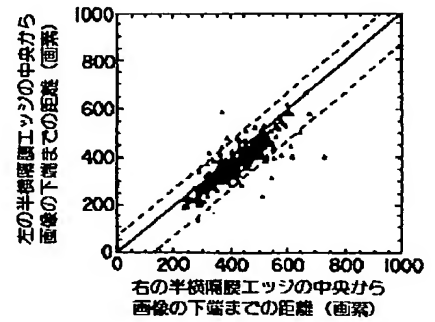


(b)

【図4】

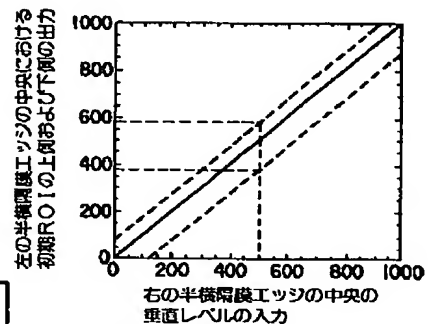
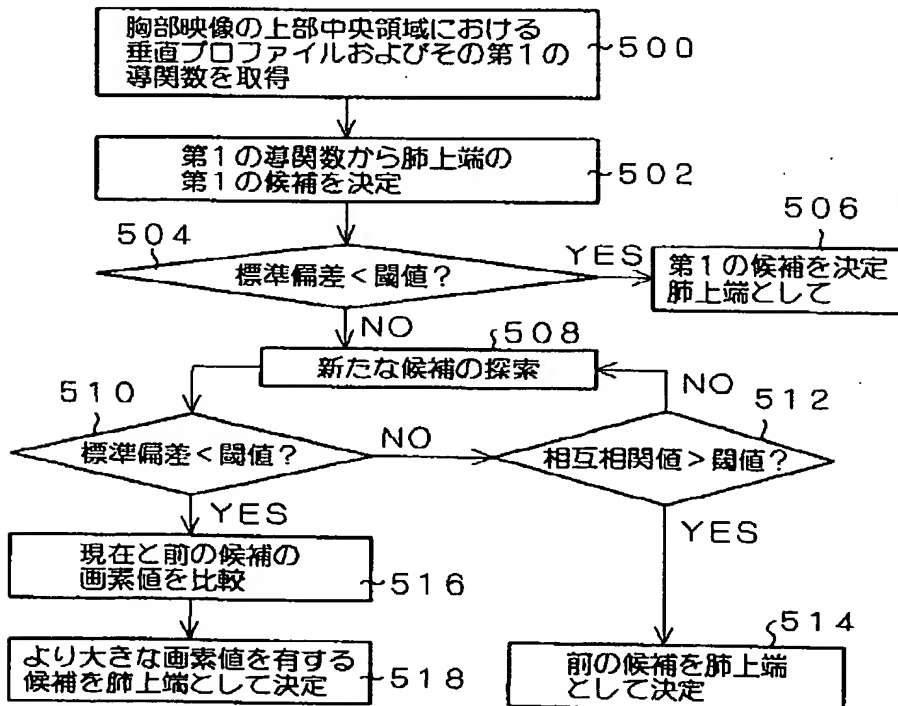


【図14】



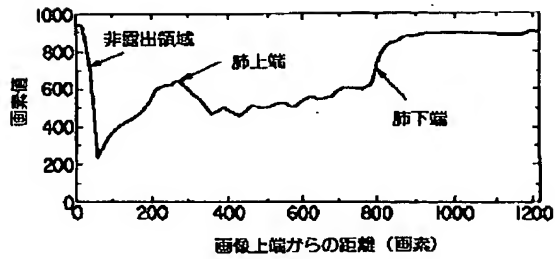
(a)

【図5】

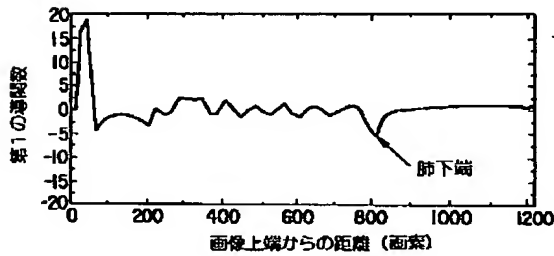


(b)

【図6】

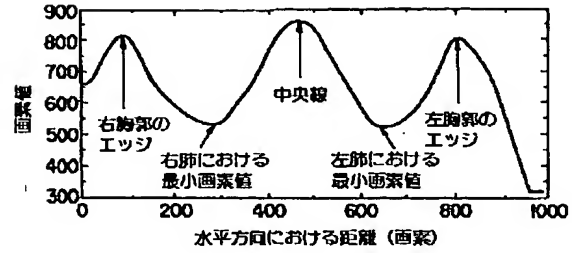


(a)

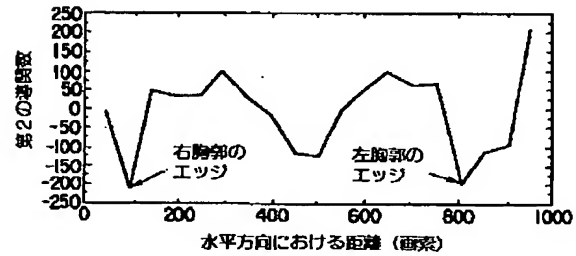


(b)

【図7】

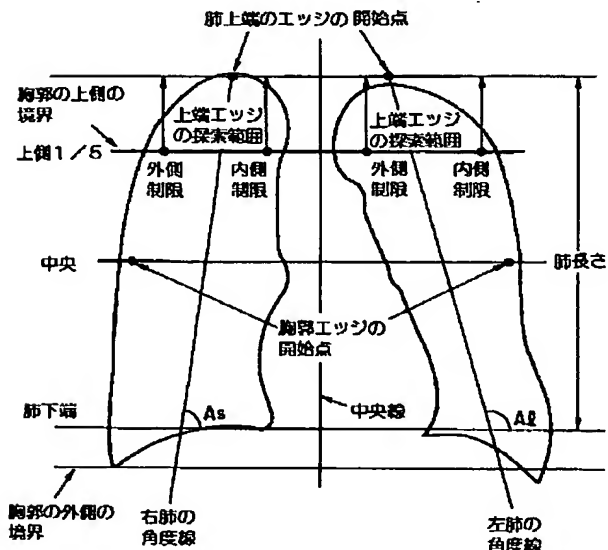


(a)

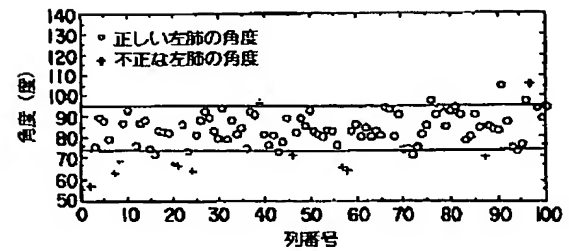


(b)

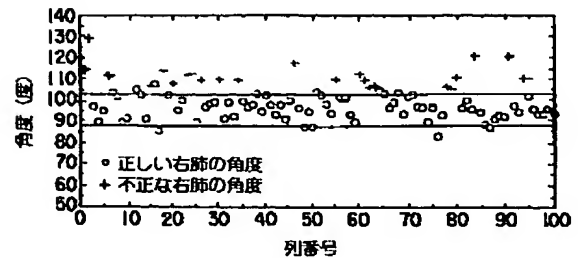
【図8】



【図9】

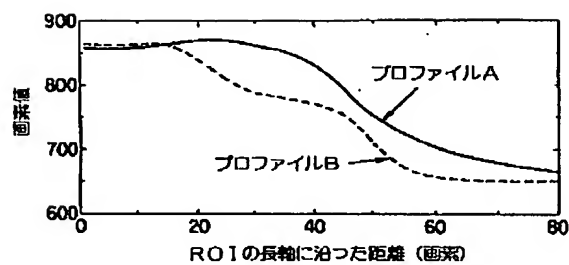


(a)

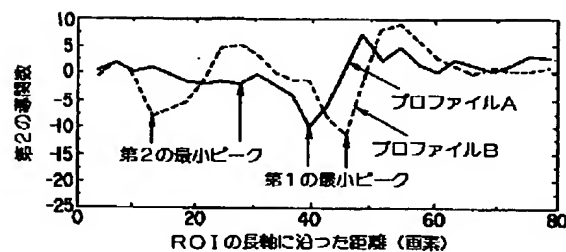


(b)

【図10】

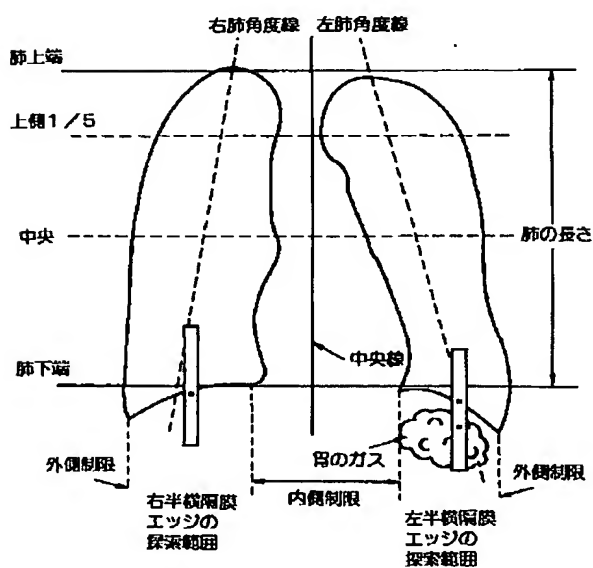


(a)

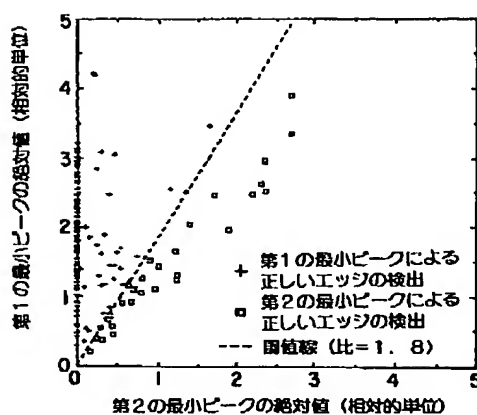


(b)

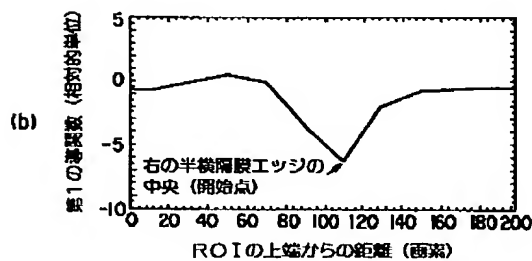
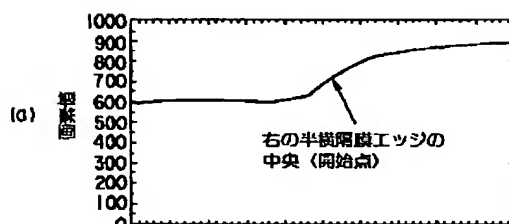
【図12】



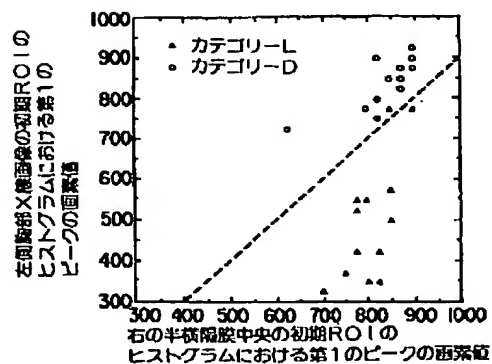
【図11】



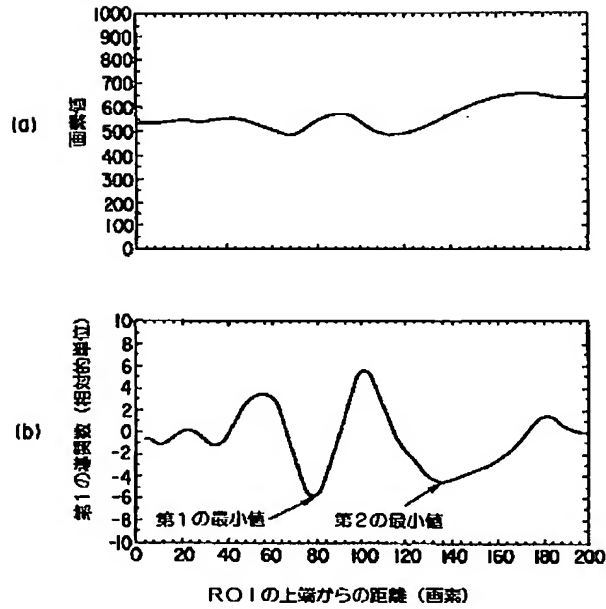
【図13】



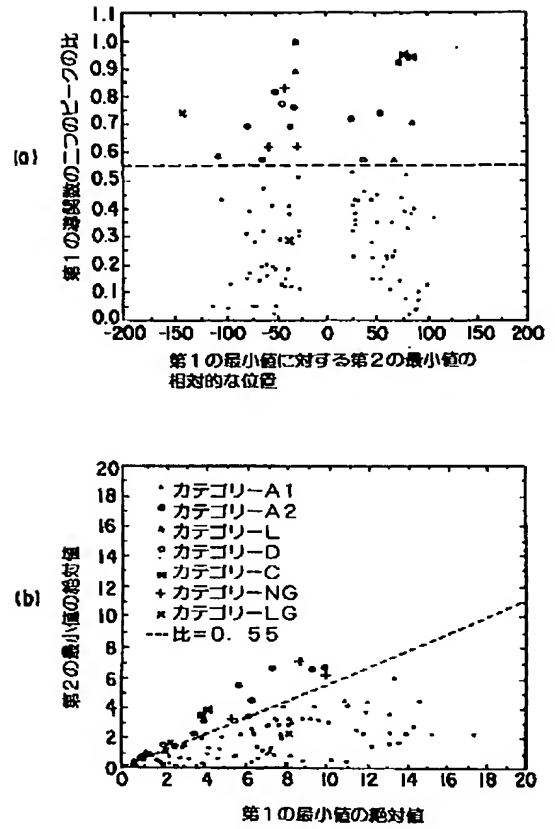
【図18】



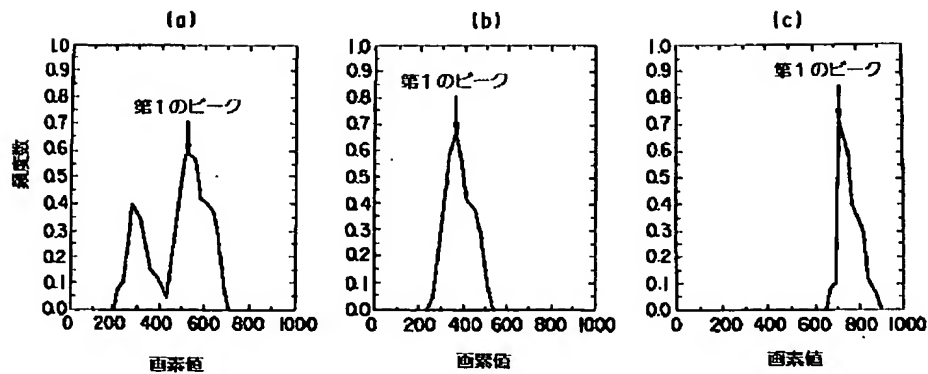
【図15】



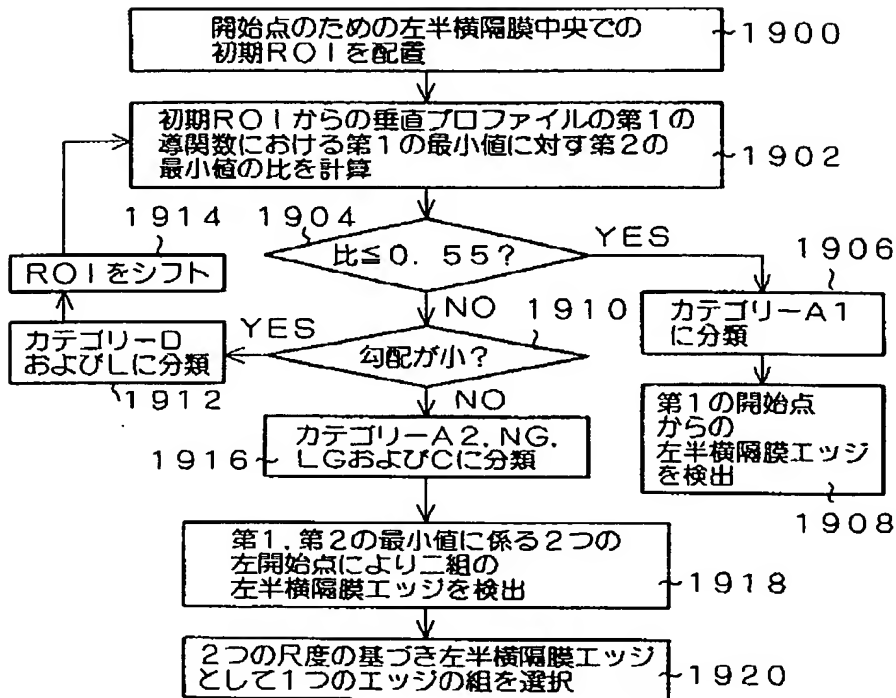
【図16】



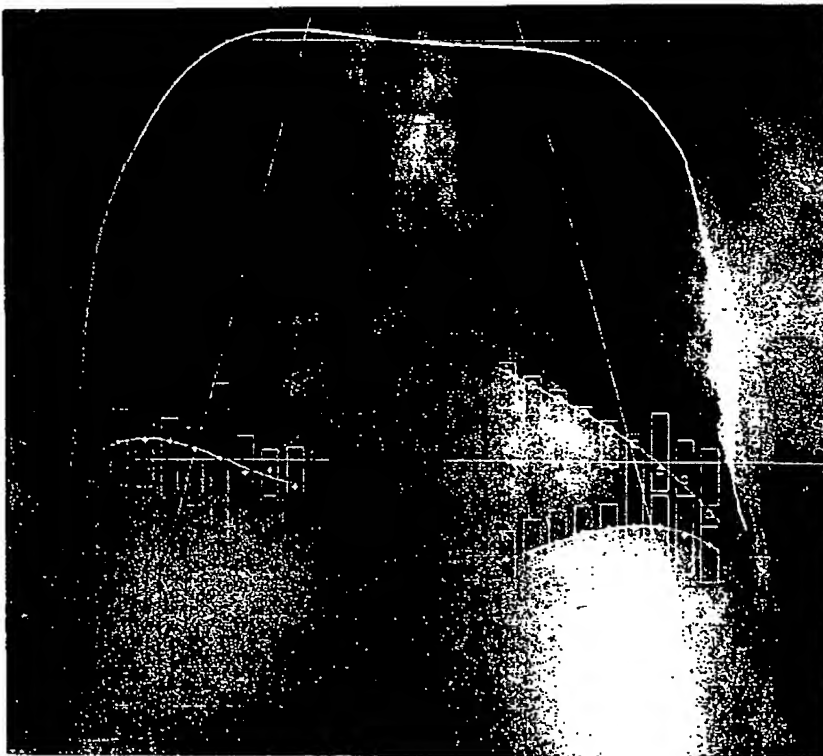
【図17】



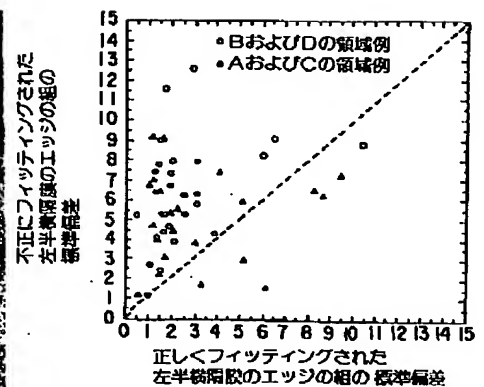
【図19】



【図20】



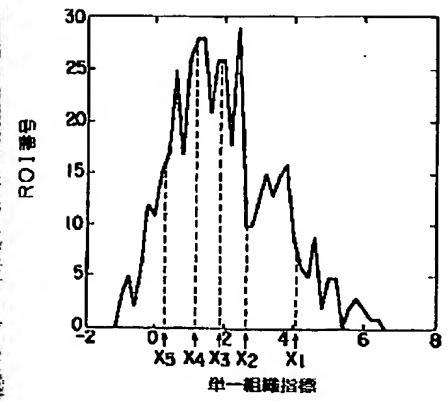
【図25】



【図21】



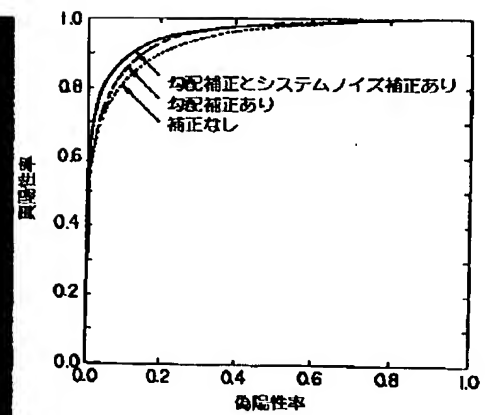
【図37】



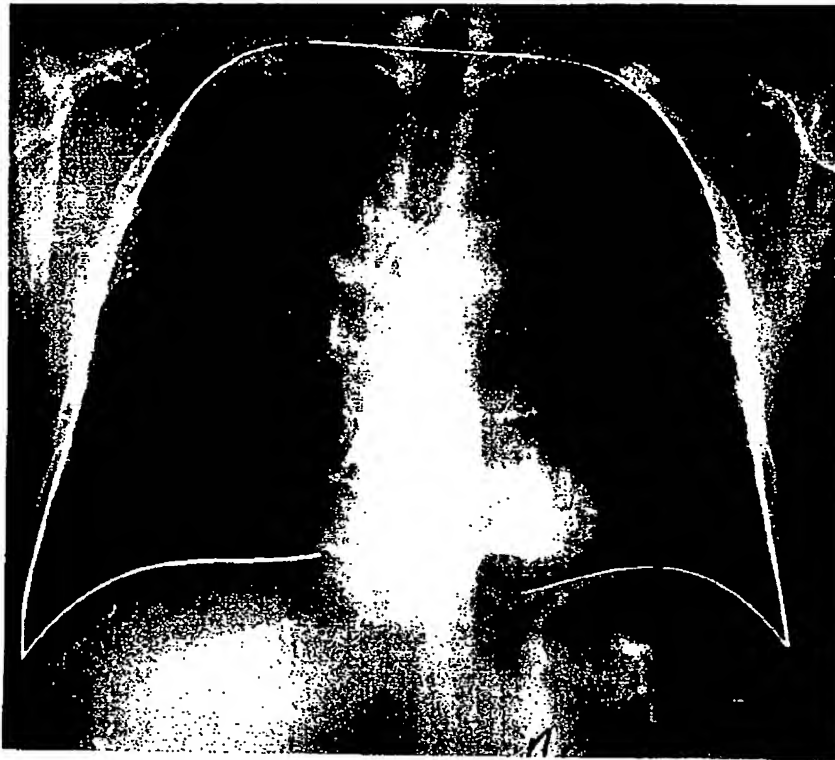
【図22】



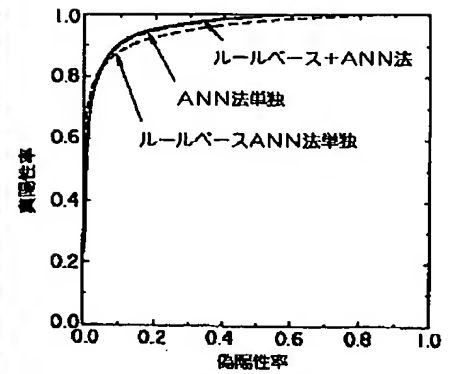
【図33】



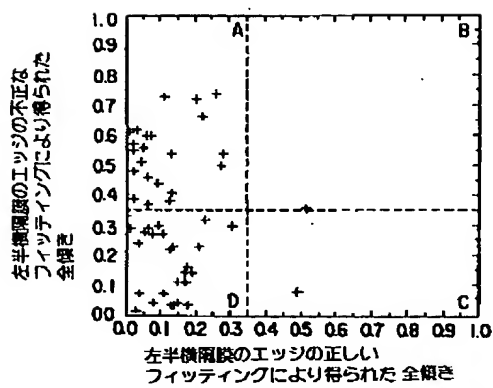
【図23】



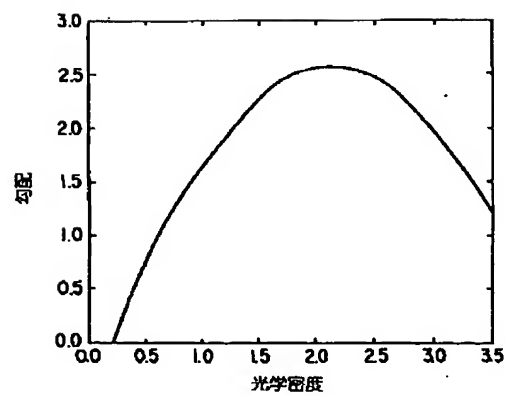
【図39】



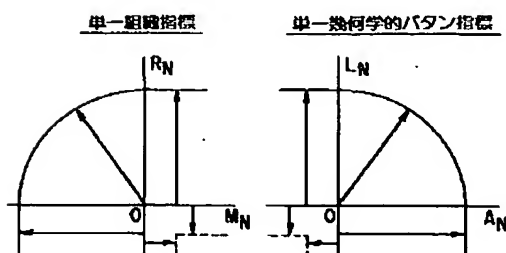
【図24】



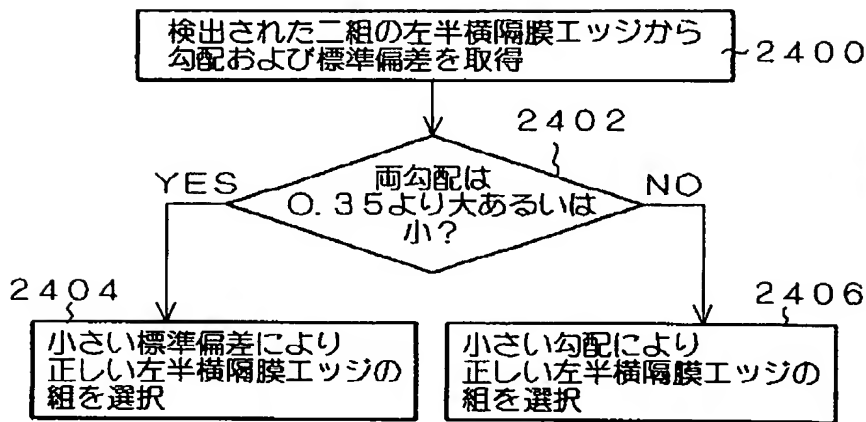
【図28】



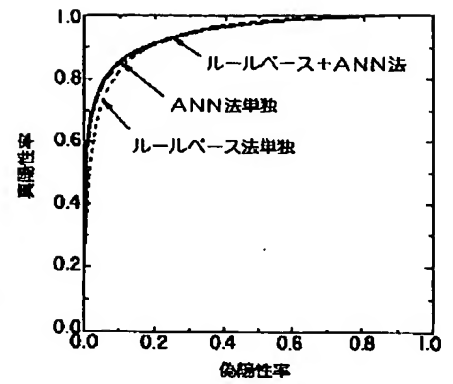
【図36】



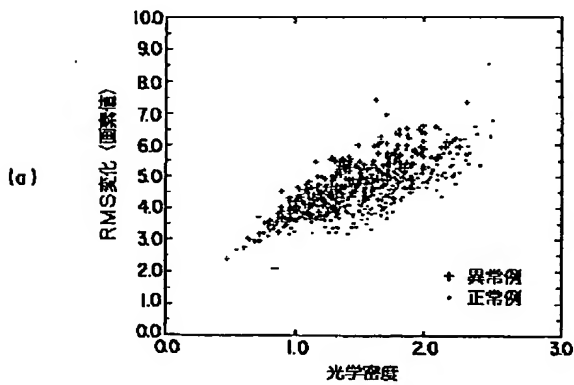
【図26】



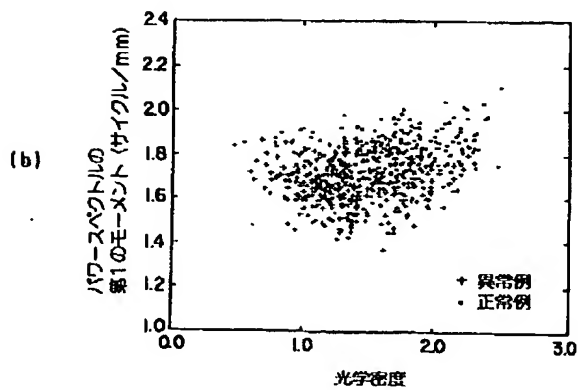
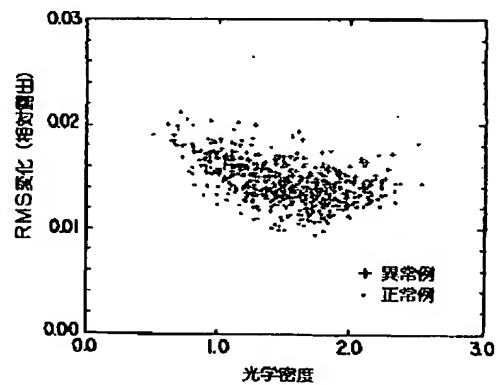
【図40】



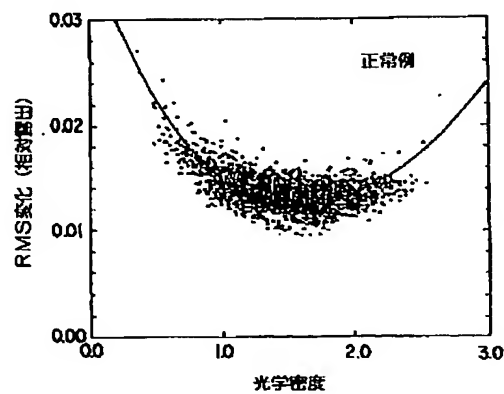
【図27】



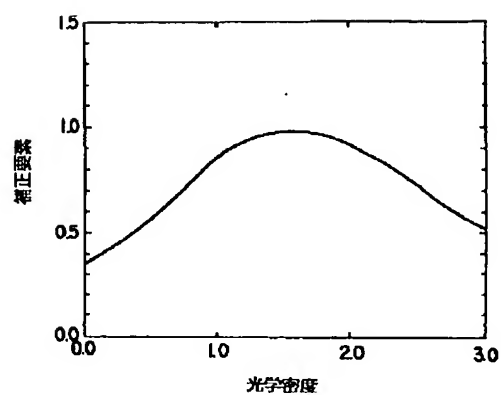
【図29】



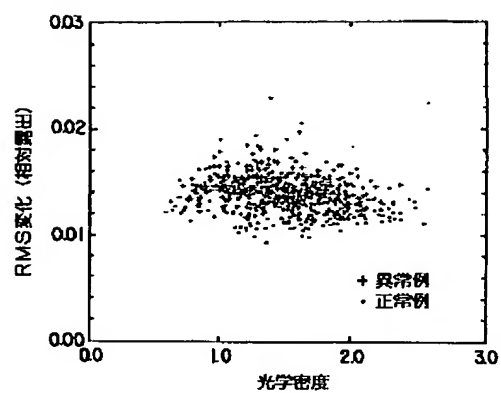
【図30】



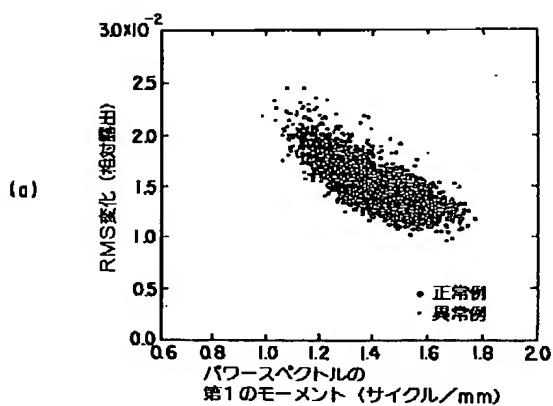
【図31】



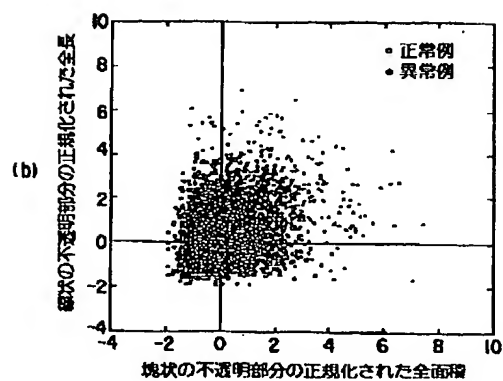
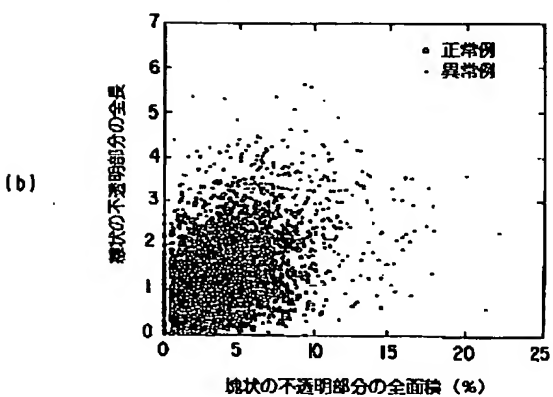
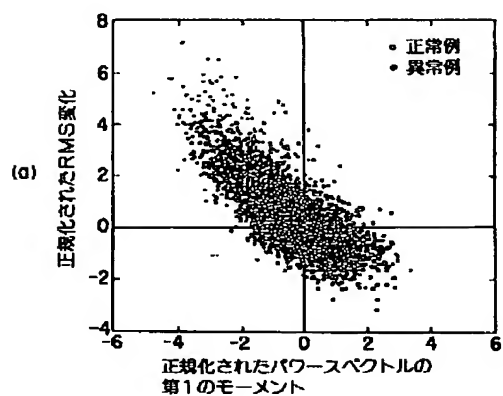
【図32】



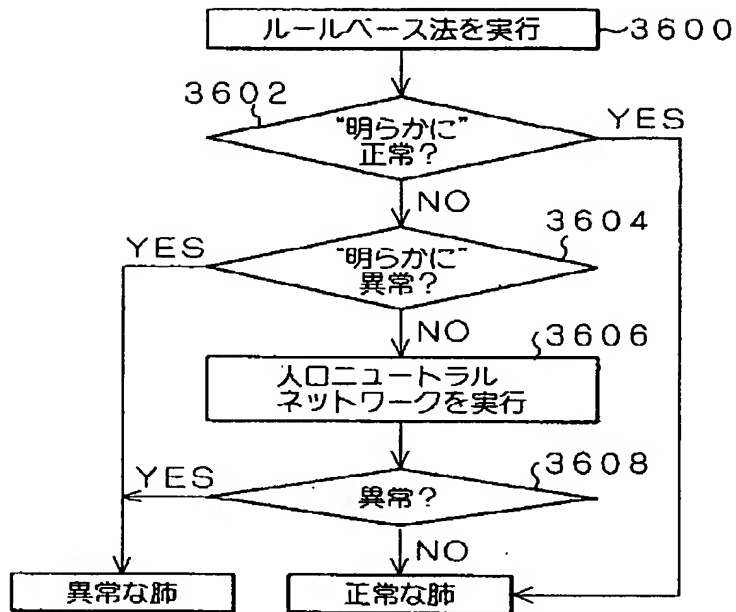
【図34】



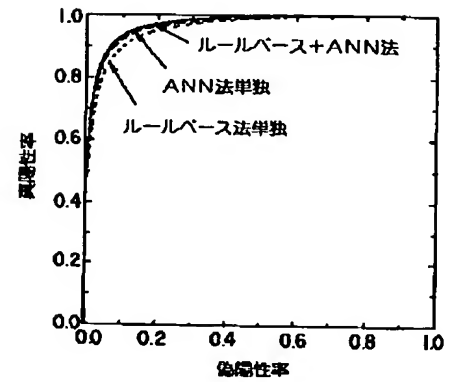
【図35】



【図38】



【図41】



フロントページの続き

(72)発明者 シン・ウェイ・シュ
 アメリカ合衆国、イリノイ州 60637、シ
 カゴ、ナンバー2、イースト・フィフティ
 ーセブンス・ストリート 847

(72)発明者 桂川 茂彦
 岩手県盛岡市湯沢南2丁目17番地8号
 (72)発明者 杜下 淳次
 京都府船井郡園部町横田淵の端64番地の2